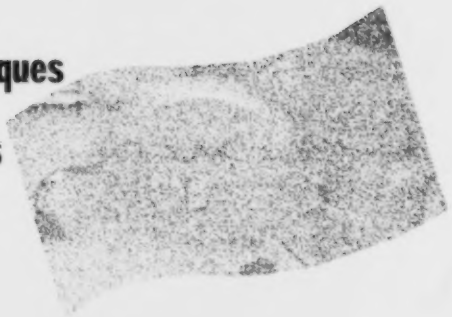
ÉTUDES ET RECHERCHES

Évaluation des efforts dans la colonne vertébrale et des risques de blessures des tissus au cours de tâches industrielles d'élévation de charges

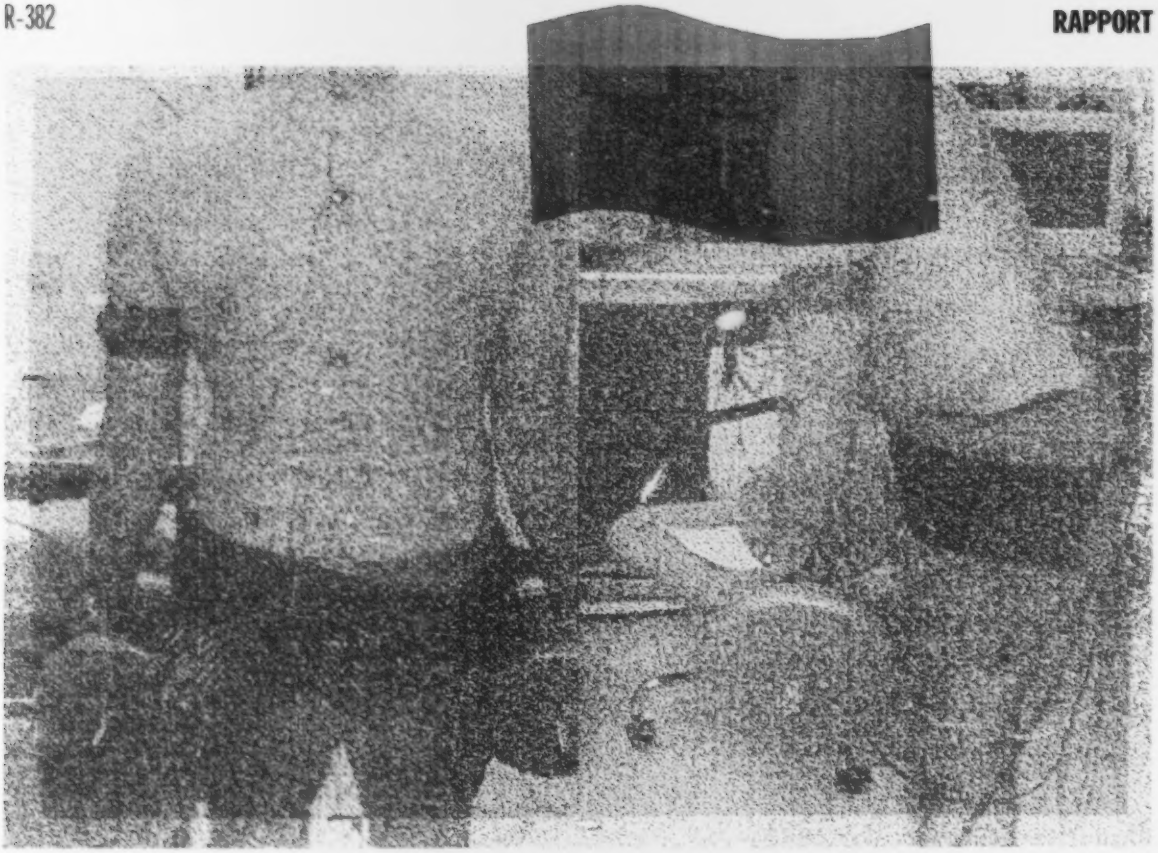
Rôle de la posture



Aboulfazl Shirazi-Adl

R-382

RAPPORT



irsst

105-06326/

Solidement implanté au Québec depuis 1980, l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) est un organisme de recherche scientifique reconnu internationalement pour la qualité de ses travaux.

NOS RECHERCHES *travaillent* pour vous !

MISSION

- Contribuer, par la recherche, à la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles ainsi quà la réadaptation des travailleurs qui en sont victimes.
- Offrir les services de laboratoires et lèexpertise nécessaires à lèaction du réseau public de prévention en santé et en sécurité du travail.
- Assurer la diffusion des connaissances, jouer un rôle de référence scientifique et dèexpert.

Doté dèun conseil dèadministration paritaire où siègent en nombre égal des représentants des employeurs et des travailleurs, lèIRSST est financé par la Commission de la santé et de la sécurité du travail.

POUR EN SAVOIR PLUS...

Visitez notre site Web ! Vous y trouverez une information complète et à jour. De plus, toutes les publications éditées par lèIRSST peuvent être téléchargées gratuitement.
www.irsst.qc.ca

Pour connaître lèactualité de la recherche menée ou financée par lèIRSST, abonnez-vous gratuitement au magazine *Prévention au travail*, publié conjointement par lèInstitut et la CSST.
Abonnement : 1-877-221-7046

Dépôt légal
Bibliothèque nationale du Québec
2004

IRSST - Direction des communications
505, boul. De Maisonneuve Ouest
Montréal (Québec)
H3A 3C2
Téléphone : (514) 288-1551
Télécopieur : (514) 288-7636
publications@irsst.qc.ca
www.irsst.qc.ca

• Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail, octobre 2004

Évaluation des efforts dans la colonne vertébrale et des risques de blessures des tissus au cours de tâches industrielles d'élévation de charges

Rôle de la posture

ÉTUDES ET RECHERCHES

ANNEXE

Aboulfazl Shirazi-Adl

Département de génie mécanique,
École Polytechnique de Montréal

Cliquez recherche
www.irsst.qc.ca

Cette publication est disponible
en version PDF
sur le site Web de l'IRSST.

Cette étude a été financée par l'IRSST. Les conclusions et recommandations sont celles de l'auteur.

CONFORMÉMENT AUX POLITIQUES DE L'IRSST

Les résultats des travaux de recherche publiés dans ce document ont fait l'objet d'une évaluation par des pairs.

SOMMAIRE

Les troubles musculo-squelettiques liés au travail ont été désignés parmi les incapacités les plus fréquentes et les plus coûteuses dans les pays occidentaux. Les maux de dos se retrouvent en tête de liste de ces troubles. Une grande proportion de la population est affectée par ces troubles et les coûts d'indemnités de travail s'élèvent aux États-Unis à plusieurs milliards de dollars par année. En plus du fardeau économique substantiel, les individus souffrent d'une diminution de leur qualité de vie, de la morbidité de leur état ou d'une incapacité totale d'accomplir les activités de la vie quotidienne. Les tâches d'élévation de charges seraient la cause la plus probable à l'origine de ces troubles diversifiés et complexes.

Une approche cinématique est incorporée dans un modèle numérique d'éléments finis qui tient compte des muscles et de la colonne vertébrale passive avec des propriétés non linéaires. Ce modèle a pour but d'analyser les chargements occasionnés par les tâches en postures neutre ou fléchie avec ou sans poids supplémentaire. Les mesures ont été effectuées sur 15 sujets sains afin d'obtenir des données cinématiques pour ce modèle et des activités EMG pour valider les résultats. En plus, la marge de stabilité a été calculée en fonction des charges, postures, et dommages dans les tissus passifs/actifs. Dans le futur, l'évaluation des contraintes/déformations dans de multiples tissus pourra être effectuée par un autre modèle déjà existant.

Les résultats du modèle démontrent un accord satisfaisant avec les résultats expérimentaux. La force des muscles extenseurs a augmenté significativement en flexion en comparaison de celle dans la position debout. Par contre, cet effet s'estompe lorsqu'on compare les deux postures en flexion. La compression au niveau L5-S1, en position debout, a augmenté de 570N à 753N lors du soulèvement de 180N. De plus cette dernière est passée de 1912N à 3308N en flexion de ~40° et de 2332N à 3850N en flexion de ~65° en soulevant la même charge. Les composantes passives (colonne vertébrale/muscles) ont résisté jusqu'à 77% du moment net durant les tâches en flexion.

Il semble exister un compromis entre la diminution des contraintes/déformations dans les parties passives (exigeant des faibles forces musculaires) et l'augmentation de la marge de stabilité du système (exigeant de plus grandes forces musculaires). La co-activité abdominale est plus efficace pour l'amélioration de la stabilité que l'activité des muscles extenseurs. Ceci est dû aux plus grands bras de levier que possèdent les muscles abdominaux. La position de la charge externe affecte aussi la stabilité; cependant, les tâches effectuées avec des charges plus lourdes n'assurent pas nécessairement une meilleure stabilité du système. Les dommages diminuant la rigidité passive exigent de plus grandes activations compensatoires des muscles menant à de plus grandes forces sur la colonne. Par conséquent, des risques majeurs de dommages additionnels aux tissus de la colonne ou un niveau de fatigue musculaire élevé peuvent être entraînés.

Une évaluation raisonnable des efforts subis par la colonne vertébrale, au cours des travaux de manutention, permet de déterminer plusieurs facteurs primordiaux. Les niveaux admissibles et la limite plus sécuritaire des charges pouvant être supportées par l'humain en milieu du travail, ainsi que les postures optimales pour la réduction des risques de blessures et de maux de dos peuvent être déterminées. Cette recherche contribue à évaluer la distribution des charges entre les éléments passifs et actifs ainsi qu'au niveau des tissus biologiques. Ces données précieuses permettront ensuite d'évaluer des performances physiques, d'optimiser les exercices de réadaptation de même que les opérations thérapeutiques en plus d'intervenir dans les méthodes de conception de prothèses.

TABLE DES MATIÈRES

- Introduction 1
- État des connaissances 2
- Objectifs de recherche 7
- Méthodes 8
- Résultats 15
- Discussion 24
- Conclusions 31
- Références 32
- Personnel de recherche 37
- Publications 38

INTRODUCTION

Les troubles musculo-squelettiques surviennent fréquemment et ont un impact très important sur la santé et la qualité de la vie de la population aussi bien que sur les ressources des services médicaux. Parmi les divers dommages, les problèmes musculo-squelettiques sont les plus fréquents avec la majorité touchant la colonne vertébrale et le dos. En 1990, le nombre de blessures en milieu de travail a atteint 1.8 million aux Etats-Unis, avec la majeure partie affectant le système musculo-squelettique (Praemer et al., 1992). Ces blessures expliquent la majorité des dommages ou des maladies professionnelles qui ont comme conséquence la diminution de productivité au travail. Les entorses ('sprains/strains') sont les types les plus fréquents de ces dommages et affectent principalement le tronc dans 80% des cas (Praemer et al., 1992).

Les maux de dos touchent un fort pourcentage de la population au moins une fois dans leur vie et interfèrent avec leurs activités professionnelles ou récréationnelles. Près de 25% des personnes entre 30 et 50 ans présentent des symptômes de maux du bas de dos (Frymoyer, 1990). Quatre-vingt-dix pour cent de tous les patients affectés par ces lombalgies récupèrent dans un délai de six semaines indépendamment du type de traitement (Frymoyer, 1990). Dans un rapport du groupe de travail du Québec sur les LBP (Spitzer, 1986), la majeure partie des coûts de compensation a été attribuée aux 7.4% d'ouvriers accumulant plus de 6 mois d'absentéisme au travail en raison de lombalgie. Aujourd'hui, la douleur de la région lombo-sacrée est de loin le trouble musculo-squelettique le plus répandu et le plus coûteux pour les industries des États-Unis (NIOSH, 1997). Frymoyer et Cats-Baril (1991) ont estimé qu'aux États-Unis, les coûts médicaux directs ont excédé 24 milliards de dollars pour l'année 1990 en excluant les coûts indirects associés aux réclamations de compensation. Le coût total s'élèverait donc entre 50 milliards et 100 milliards de dollars. Aux États-Unis, certaines compagnies d'assurance ont encouru des coûts de près d'un milliard de dollars annuellement pour les problèmes du bas du dos (LBP), tandis qu'en 1989, le coût total relié au syndrome du tunnel carpien atteignait seulement 49 millions de dollars (Leamon, 1994). Les réclamations reliées aux maux de dos ont atteint 16% de toutes les réclamations de compensation exigées par les ouvriers américains et 33% de coûts totaux de réclamations en 1994 (Webster et Snook, 1994). En 1995, environs 8.8 milliards de dollars ont été dépensés sur des réclamations liées aux maux du bas du dos (LBP) avec un taux de 1.8% des réclamations (Murphy et Volinn, 1998). En 1991, Statistiques Canada signalait que 27% des dommages professionnels avec compensation concernaient les problèmes du bas du dos (LBP). Le coût dû à ces compensations pourrait être encore plus important selon certains auteurs (Spengler et al., 1986).

Les opérations manuelles de manutention de matériel (MMH) seraient une source importante de dommages au niveau lombo-sacré indemnisables en Amérique du Nord. Afin de contrôler ces dommages dans les lieux du travail, les principes de sécurité du travail et de l'ergonomie doivent être employés pour réduire les facteurs de risque des blessures. Basé sur les littératures biomécanique, psychophysique, physiologique et épidémiologique, l'Institut national de la sécurité professionnelle et de la santé des États-Unis (NIOSH, 1981) a recommandé des limites sécuritaires pour les charges manutentionnées. Le critère biomécanique utilisé est la force de compression dans les segments fonctionnels de la colonne. Par conséquent, **une estimation judicieuse des risques de dommages des tissus dépend d'une évaluation précise des charges supportées par la colonne**.

Les résultats des études épidémiologiques ont associé six facteurs professionnels aux

symptômes de LBP. Ces facteurs sont: le travail physique exigeant, les postures statiques, la flexion et la torsion fréquentes, le levage soudain de charges, le travail répétitif, et l'exposition aux vibrations (Frymoyer et al., 1983). Dans une grande étude rétrospective, les tâches de levage ou de flexion étaient associées à 33% de toutes les causes de douleurs dorsales (Damkot et al., 1984). Troup et al. (1981) ont reporté que la flexion latérale ou la torsion lors de levage des charges est associée à une cause fréquente de lésion dorsale dans le lieu de travail. Bigos et al. (1986) ont démontré que 63% de cas de compensation pour lombalgie sont associés aux tâches de travail manuel. Parmi les diverses activités de travail, le levage des charges, le travail physique exigeant, et la vibration du corps entier ont été directement liés à l'incidence des maux du bas du dos (NIOSH, 1997).

Bien que le rôle du levage des charges soit bien reconnu dans la génération de dommages lombo-sacrés liés aux travaux industriels, les méthodes les plus sécuritaires rapportées dans la littérature demeurent controversées. À la recherche des techniques optimales de levage, la posture accroupie ('squat': dos droit et genoux pliés) est généralement considérée comme plus sécuritaire en amenant la charge plus près du corps que celle ('stoop') où les genoux demeurent droits et le dos fléchi. Cependant, les avantages de la conservation ou l'aplatissement de la lordose lombaire pendant des tâches de levage sont mal compris. Un levage en position cyphotique (colonne lombaire aplatie) est recommandé à cause de l'utilisation prépondérante des ligaments postérieurs (Gracovetsky, 1988) tandis qu'en revanche, une augmentation de l'activité dans les muscles extenseurs est considérée avantageuse en posture lordotique (Delitto et al., 1992 ; Hart et al., 1987). Par conséquent, de tels changements imposent différentes valeurs de charges externes et de contraintes/déformations dans les tissus mous de la colonne. Les directives à fournir aux ouvriers pour effectuer des opérations sécuritaires de levage sont donc discutables.

Les principes de sécurité professionnelle et ergonomiques prouvent que la sélection et la formation des ouvriers permettent de réduire les facteurs de risque de blessures de la région lombo-sacrée dans le cas d'efforts élevés et répétitifs (Parnianpour et Engin, 1994 ; Parnianpour et al., 1987). **L'incapacité fondamentale de déterminer avec précision les efforts dans les composantes passives et actives du tronc ainsi que dans les tissus mous de même que les niveaux de tolérance aux blessures limitent le développement d'une méthode optimale pour la réalisation sécuritaire des tâches manuelles de manipulation.**

ÉTAT DES CONNAISSANCES

Analyse des systèmes redondants passifs et actifs: Les bras de levier relativement grands des charges externes appliquées au tronc (la masse de la partie supérieure du corps avec des forces externes supportées par les mains) exigent des activités musculaires élevées. Par conséquent, les forces de réaction sont dominées par ces activités musculaires. Le nombre élevé de muscles qui traverse chaque segment fonctionnel de colonne rend le système statiquement indéterminé lors de l'analyse classique de corps libre appliquée à la colonne (c'est-à-dire que le nombre d'inconnues excède celui des équations de mouvement ou d'équilibre). Puisque seulement trois équations d'équilibre de moments sont disponibles à un point quelconque le long de la colonne et qu'il y a plus que trois muscles passant par n'importe quelle section de cette dernière, il est impossible d'obtenir des solutions uniques sans présenter des contraintes ou des hypothèses additionnelles. En raison de l'absence des techniques non invasives pour mesurer des forces musculaires, les modèles biomécaniques de la colonne demeurent les seuls outils pour déterminer la répartition

des efforts dans les sous-systèmes passifs et actifs pour n'importe quelle posture et sous n'importe quelle charge. Pour se faire, quatre approches ont été proposées dans la littérature:

(a) Méthode de réduction d'inconnues: Le degré de redondance est réduit jusqu'à ce que le nombre de forces inconnues devienne égal à celui des équations disponibles. Ceci est fait par l'introduction des équations auxiliaires basées sur les intuitions physiologiques ou biomécaniques (par exemple, assembler des muscles afin de créer des muscles équivalents ou supposer des relations entre les forces musculaires) (Chaffin, 1969; Frievalds et al., 1984; McGill et Norman, 1985; Schultz et al., 1982). Les forces musculaires et les efforts passifs de cisaillement et de compression sont calculés en résolvant l'ensemble des équations d'équilibre statique ou dynamique écrites à une section spécifique le long de la colonne (par exemple, milieu du disque L3-L4).

(b) Méthode d'optimisation : Elle consiste à exécuter des algorithmes biomathématiques de programmation linéaires ou non linéaires pour trouver les activités musculaires qui optimisent une certaine fonction (objectif) de coût. Cette fonction est choisie sur la base des critères biomécaniques et physiologiques (Andersson et al., 1980; Parnianpour et al., 1997; Schultz, 1990). Diverses fonctions de coût ont été employées comme celle de la somme des forces ou des contraintes musculaires élevées à diverses puissances et/ou celle des forces de compression/cisaillement au niveau d'un disque. L'intensité de contraction d'un muscle est également contrainte pour demeurer positive et à l'intérieure de l'intervalle de ~0.3-0.9 MPa (contrainte d'inégalité). Une approche prudente lors du choix des modèles anatomiques et des fonctions de coût est suggérée en raison du rôle significatif des forces de réaction (Hughes et al., 1994; Parnianpour et al., 1997). La faiblesse des modèles d'optimisation est liée au fait que ceux-ci sont choisis arbitrairement et indépendamment de la stratégie suivie par le système nerveux central (CNS). Ils ne peuvent également pas prévoir la co-activation expérimentalement observée dans des muscles stabilisateurs. En conclusion, la variabilité d'exécution, entre les sujets, observée par les données de l'EMG est négligée par la nature déterministe de cette approche.

(c) Méthode basée sur les mesures d'EMG: Cette méthode consiste à utiliser l'électromyographie pour estimer la composante active de la force musculaire. Elle est basée sur des relations entre les activités électriques et les forces musculaires (Granata et Marras, 1995; Lavender et al., 1992; McGill et Norman, 1986; Sparto et al., 1998; Sparto et Parnianpour, 1998). Les électrodes (profondes et de surface) sont utilisées pour enregistrer l'activité musculaire pendant une tâche et ces données sont ensuite normalisées avec celles enregistrées durant des contractions maximales volontaires (CMV). Ces mesures normalisées (tenant compte des effets de longueur et de vitesse sur la force musculaire) sont ajustées par un facteur de gain afin de satisfaire les équations d'équilibre obtenues à partir du diagramme des corps libres (DCL) au-dessus d'une coupe faite au niveau d'un disque spécifié. Pour améliorer cette dernière procédure, une approche hybride basée sur les mesures d'EMG combinée avec l'optimisation a été également utilisée (Cholewicki et al., 1995). Ces modèles ont été proposés comme modèles biologiques malgré la controverse dans les relations supposées entre la force musculaire et l'activité d'EMG en conditions statiques et dynamiques. La contraction maximale volontaire (CMV), qui normalise les signaux d'EMG, n'est pas facilement mesurable pendant des efforts volontaires maximaux et ne représente pas un paramètre indépendant des différentes tâches accomplies. L'estimation des facteurs de gain qui équilibrent les équations de moment dans différents plans représente également une autre source d'erreurs. En conclusion, l'acquisition de données d'EMG est limitée dans des zones spécifiques de muscle et, par conséquent, devrait être

considérée comme une représentation équivalente des muscles et seulement comme une approximation de l'acitivté des muscles plus profonds ou plus larges tels que les obliques interne et externe.

Tous les modèles biomécaniques antérieurs présentent un défaut principal additionnel dû au fait que l'équilibre statique ou dynamique des moments externes est étudié seulement à une section transversale prise à un seul niveau le long de la colonne (souvent aux niveaux lombaires les plus bas) et non pas sur la longueur entière de la colonne. Dans ce cas-ci, les forces musculaires calculées, basées sur l'équilibre à une coupe simple, peuvent ne pas satisfaire les mêmes équations écrites à un autre niveau le long de la colonne. Ces forces ne causent pas non plus nécessairement la même cinématique initiale une fois qu'elles sont appliquées sur le système. Pour surmonter les imperfections antérieures, des modèles linéaires d'éléments finis avec des algorithmes d'optimisation ont été développés et employés afin d'évaluer les forces musculaires, les efforts internes, et la marge de stabilité (Dietrich et al., 1991; Gardner-Morse et al., 1995; Gardner-Morse et Stokes, 1998; Stokes et Gardner-Morse, 1995, 2001). Un modèle géométriquement simplifié de la colonne avec des degrés de liberté de rotation et des propriétés non linéaires de rigidité combinés avec l'optimisation a été employé (Cholewicki et McGill, 1996). Ce dernier permet d'évaluer les forces musculaires et la marge de stabilité dans diverses tâches. Des études expérimentales *in vivo* menées pour mesurer directement des efforts sur des fixateurs internes et la pression inter discale ont été utilisées pour estimer les forces musculaire du tronc dans d'autres études expérimentales (Wilke et al., 2003) ou par éléments finis (Calisse et al., 1999).

(d) Méthode cinématique: Elle consiste à mener une analyse non linéaire d'éléments finis basée sur la cinématique qui tient compte à la fois des parties ligamentaire passive et musculaire active de la colonne vertébrale thoraco-lombaire (Kiefer et al., 1997 et 1998; Shirazi-Adl et al., 2002 et 2003 ; El-Rich et al., 2004; Arjmand et Shirazi-Adl, 2004). Dans cette nouvelle approche, un ensemble de conditions cinématiques est appliqué dans le modèle non linéaire d'éléments finis sous des charges de gravité avec ou sans charge externe. Cette analyse cherche à évaluer les forces/moments nécessaires qui sont plus tard employés dans un module séparé pour évaluer les forces musculaires inconnues. Par la suite, ces dernières sont appliquées dans le modèle comme des charges externes additionnelles et l'itération est répétée jusqu'à la convergence. Cette procédure interactive d'éléments finis tient compte correctement de la synergie passive-active de la colonne et emploie des données cinématiques pour résoudre la redondance du système. Au cas où le nombre de muscles attachés à un niveau vertébral dépasse le nombre de déplacements contraints au même niveau, une optimisation locale est également nécessaire. Au cours de cette étude subventionnée, cette méthode a permis avec succès d'étudier l'équilibre et la stabilité de la colonne vertébrale en positions debout et de flexions isométriques vers l'avant sous la gravité seule ou avec des charges externes dans les mains.

Techniques optimales de levage: La recherche d'une technique de levage sécuritaire a attiré beaucoup d'attention en raison des risques importants de lésions et de génération de douleurs du bas du dos (LBP) liés au soulèvement fréquent de charges, en particulier dans le cas de tâches industrielles. Afin de contrôler l'incidence de blessures sur les lieux de travail, les principes de sécurité professionnelle et d'ergonomie ont été mis à profit. En se basant sur les littératures biomécanique, psychophysique, physiologique et épidémiologique, l'Institut national de la sécurité professionnelle et de la santé (NIOSH) a recommandé des limites de sécurité pour les charges manipulées (NIOSH, 1981 ; Waters et al., 1993). Les critères biomécaniques de sécurité

pour le soulèvement de charges maximales et, par conséquent, la technique optimale de levage ont souvent été basés sur la force de compression dans sur les segments fonctionnels de la colonne. La résistance en compression est rapportée d'être 5.81±2.58 KN chez les sujets masculins (n=174) et de 3.97±1.50 KN chez les sujets féminins (n=132) (Jager et al., 1991). En tenant compte des tâches répétitives et de la détérioration en fatigue de la charge de fracture, Dolan et *al.* (1994) ont suggéré une force maximale de compression d'environ 4 KN au niveau vertébral.

Malgré le rôle bien reconnu du levage de charge dans la génération de dommages lombo-sacrés, la littérature sur les techniques de levage sécuritaires demeure controversée. À la recherche des techniques optimales de levage, la posture accroupie ('squat', dos droit et genoux pliés) est généralement considérée comme plus sécuritaire que celle où les genoux demeurent droits et le dos fléchi ('stoop lift') et ce en amenant la charge plus près du corps ce qui permet de réduire les forces musculaires nécessaires pour équilibrer les moments additionnels au niveau du dos. L'importance relative entre ces deux postures de levage est cependant atténuée en raison d'un manque d'explications biomécaniques rationnelles lors de la promotion de chacun des styles (McGill, 1997; van Dieen et al., 1999). Malgré les instructions décrites plus haut, beaucoup d'ouvriers préfèrent soulever les charges en pliant le dos et en gardant les genoux droits ('stoop lift') que de plier les genoux et garder le dos droit ('squat lift'). Ceci amène à poser la question suivante: est-ce que la posture accroupie ('squat lift') n'est qu'une solution simpliste qui ne tient pas compte ni de la relation complexe entre les composantes ligamentaires passives et celles musculaires, ni de la fatigue des muscles actifs, ni de la posture ou de la stabilité du système? Il est reconnu que la posture accroupie ('squat lift') exige un coût physiologique croissant (Grag et Herrin, 1979) et que celle-ci n'est pas toujours possible en raison des caractéristiques de l'objet à soulever.

Les avantages dans la conservation ou l'aplatissement (flexion) de la courbure lombaire pendant les tâches de levage sont encore moins compris. Les tâches de levage ont été catégorisées ('stoop' ou 'squat') souvent sans que des mesures des changements réels de la lordose lombaire soient faites durant l'exécution d'une tâche (sauf quelques observations visuelles sommaires). Un levage avec une posture cyphotique (colonne lombaire entièrement fléchie) est recommandé car il impliquerait le système ligamentaire passif postérieur (les ligaments postérieurs et le fascia dorsolombaire) d'une manière optimale en soulageant les muscles extenseurs actifs (Gracovetsky, 1988). En revanche, d'autres auteurs préconisent de maintenir la lordose lombaire en soulignant que les ligaments postérieurs ne peuvent pas protéger efficacement la colonne et qu'une augmentation de l'activité des muscles extenseurs est nécessaire (Delitto et al., 1987; Hart et al., 1987; McGill, 1997; Vakos et al., 1994). Dans une étude récente de la colonne lombaire lors de soulèvement de lourdes charges, nous avons constaté qu'une diminution de légère à moyenne de la lordose (c'est-à-dire, positions intermédiaires entre les deux positions extrêmes lordotique et cyphotique) diminue les déformations des fibres des disques sans affecter considérablement les charges exercées sur les facettes, la pression dans les disques, ou les forces dans les ligaments postérieurs. Cependant, de plus grandes valeurs ont été obtenues pour les pressions dans les disques, la déformation des fibres discales et des ligaments lors d'une grande flexion (lordose diminuée) (Shirazi-Adl et Parnianpour, 1996, 1999). Par ailleurs, nos prévisions sont en accord avec une étude *in vivo* récente qui démontre que des professionnels peuvent soulever des charges lourdes avec des rotations lombaires légères en flexion (Cholewicki et McGill, 1992). D'autres études expérimentales rapportent que la colonne adopte une posture légèrement fléchie quand elle est soumise à des forces importantes en compression (Adams et *al.*, 1994). Les bras de levier des muscles extenseurs, mesurés par imagerie par résonance magnétique (IMR), ont subit une

diminution significative de 10-24% lors du passage de la posture lordotique à la posture cyphotique (Tveit et *al.*, 1994). Ceci démontre clairement une efficacité mécanique accrue de la posture lordotique en raison des bras de levier augmentés. Au contraire, d'autres études ont démontré que les muscles ont une capacité plus élevée de génération de moments en position de flexion (Tan et *al.*, 1993) ce qui démontre la complexité de déterminer une posture optimale. Finalement, des changements dans la courbure lombaire ont été observés dans le cas des tâches de mise en charge en position debout et le dos bien droit (Gracovetsky, 1998; Parnianpour et al., 1994), dans les situations de microgravité (Kroemer et al., 1994), et dans la population avec des maux du bas de dos (LBP) versus des sujets sains (Jackson et McManus, 1994).

Les avantages de la co-activation des muscles abdominaux et de la génération de la pression intra-abdominale (IAP) pendant le levage de charges sont également controversés (Arjmand et *al.*, 2001). Le mécanisme des muscles abdominaux a été ciblé pour son rôle majeur dans l'augmentation de l'efficacité des fascias lombo-dorsales et, par conséquent, dans la diminution de la compression sur la colonne par l'étirement des composantes ligamentaires postérieures (PLS) plutôt que l'étirement des muscles extenseurs (Gracovetsky, 1977 et 1988; Gracovetsky et *al.*, 1981). Cependant, l'avantage de la pression intra-abdominale (IAP) a été débattue à cause des forces additionnelles de compression liées aux activités musculaires abdominales. Ces pénalités additionnelles produisent des forces de réaction de compression supplémentaires (McGill et Norman, 1986 et 1987; Nachemson et al., 1986). Par ailleurs, un certain nombre de chercheurs ont rapporté que la co-activation musculaire et la pression intra-abdominale (IAP) augmentent la marge de stabilité du système (Cholewicki et al., 1997; Kiefer et al., 1998; McGill et Kippers, 1994 ; Shirazi-Adl et Parnianpour, 1993; Shirazi-Adl et al., 2003 ; EL-Rich et al., 2004 ; Gardner-Morse et al., 1995).

Évaluation des efforts dans les tissus passifs: Les sections antérieures ont décrit les études menées pour l'évaluation globale des forces musculaires du tronc et des forces de réaction dans la partie ligamentaire passive de la colonne. Cette évaluation est souvent effectuée à un niveau spécifique de la colonne (par exemple, disque L4-L5). Les forces de compression permettraient directement d'identifier le risque de fracture des vertèbres et les forces musculaires, quant à elles, permettraient d'évaluer les risques liés à la fatigue et la diminution de la coordination. L'état de contrainte et de déformation des multiples composantes segmentaires (c.-à-d., vertèbres, matrice du disque intervertébral, fibres de collagène du disque, noyau du disque, articulations facettaires et ligaments), serait nécessaire à l'identification précise du risque de lésions des tissus mous et des structures rigides, sous différentes mises en charge et pour des postures données. Dans ce sens, des modèles d'éléments finis permettant la modélisation des segments fonctionnels (c.-à-d., combinaison des vertèbres, des disques, des articulations facettaires, et des ligaments) ont été développés. L'auteur du présent rapport est un pionnier dans ce secteur, grâce à ses travaux, pour l'amélioration de la compréhension de la biomécanique fonctionnelle des segments sous des charges/déplacements variés.

Vers un modèle plus réaliste de la colonne vertébrale, nous étions les premiers à développer un modèle détaillé 3D non linéaire d'éléments finis de la colonne lombaire entière, L1-S1, en combinant la tomographie assistée par ordinateur et les techniques de génération de maillage par éléments finis. Les résultats de notre modèle L1-S1 lors de simulations de charges de compression jusqu'à 2800N (appliquées dans la direction de la gravité ou via des éléments spéciaux 'wrapping elements' qui suivent les courbures spinales) selon différents angles de rotation des segments lors de la flexion ont souligné le rôle significatif de la posture sur la

pression intra discale, les contraintes dans le disque, les forces ligamentaires, et les forces appliquées sur les facettes articulaires (Shirazi-Adl et Parnianpour, 1996, 1999, 2000). Quelques autres modèles d'éléments finis détaillés des segments de la colonne lombaire, en considérant de multiples segments fonctionnels, ont été également développés par d'autres chercheurs tels que Lavaste et *al.* (1992), Goel et Gilberston (1995), et Kong (1995).

OBJECTIFS DE RECHERCHE

L'évaluation biomécanique appropriée des niveaux sécuritaires de charges soulevées, des postures optimales de levage, et des facteurs de risque de dommages aux tissus durant diverses opérations professionnelles, dépend de la détermination précise de:

(A) la répartition des charges dans les sous-ensembles passifs et actifs du tronc humain sous des conditions de chargements et de mouvements semblables à ceux effectués dans le lieu de travail. Dans ce cas-ci, la posture de la colonne (c.-à-d., lordose lombaire et rotation pelvienne) représente un paramètre important qui influence les résultats;

(B) les variations spatiales et temporelles des contraintes et des déformations dans les muscles (composantes actives) et dans les tissus mous ou durs (composantes passives) à différents niveaux segmentaires sous les chargements et les déplacements décrits précédemment;

(C) les niveaux de tolérance des contraintes ou des déformations dans les tissus pour les différents constituants de la colonne. Parmi les diverses mesures de limites de tolérance du chargement, la résistance à la compression est celle qui a été utilisée d'une façon intensive (Genaidy et *al.*, 1993).

Les niveaux de tolérance des tissus et des segments fonctionnels disponibles dans la littérature seront utilisés dans cette étude. Cependant, ce travail visait l'étude intensive de la répartition des charges (A) et les calculs détaillés des contraintes/déformations dans les tissus de la colonne (B).

Les objectifs de ce travail étaient donc définis comme suit :

1er But Spécifique) Développement et vérification de notre nouvelle approche basée sur la cinématique qui tient compte de la synergie entre les parties passive et active de la colonne. Cette approche est utilisée dans l'étude non linéaire par éléments finis afin de résoudre le système redondant du tronc et de déterminer la distribution des charges sur les parties ligamentaire (passive) et musculaire (active) de la colonne sous un chargement et avec une posture donnée. Des mesures complémentaires in vivo de la cinématique et des activités EMG des muscles sur des sujets sains en positions symétriques isométriques (debout droit et en flexion) et pendant des tâches de levage dynamiques de différentes charges placées dans les mains ont été effectuées. Ces mesures permettront de récolter les données nécessaires pour l'étude numérique et de valider le modèle.

2^{ième} But Spécifique) Application du modèle validé pour déterminer les forces musculaires et les forces passives aux différents niveaux segmentaires le long de la colonne tout en simulant la procédure de l'étude in vivo avec les différentes postures et sous les différents chargements.

3^{ième} But Spécifique) Analyse de la colonne ligamentaire lombaire entière, L1-S1, en utilisant notre modèle non linéaire détaillé d'éléments finis dans les conditions de déplacements et de chargements précédentes afin d'évaluer les niveaux des contraintes/déformations dans les tissus.

4^{ième} But Spécifique) Identification des niveaux sécuritaires de mouvements/chargements et des techniques de levage.

MÉTHODES

La méthode est brièvement décrite car plus de détails sont disponibles dans des publications antérieures.

Mesures *in vivo*: Afin de valider les résultats prévus du modèle et de récolter des données nécessaires pour des études en modélisation, des mesures *in vivo* de la cinématique et d'EMG sur des sujets sains ont été entreprises. Quinze sujets masculins en bonne santé sans historique de problèmes de dos ont participé aux expériences en suivant une procédure définie selon un procédé adopté par le centre de recherche de l'Institut de Réadaptation de Montréal. Leurs âges moyens étaient de 30±6 ans, leurs tailles de 177±7 cm et leurs poids de 74±11 kg. Dans une posture en petite flexion, des marqueurs sensibles à la lumière infrarouge (LED) sont collés sur la peau en latéral des processus épineux des vertèbres aux niveaux T1, T5, T10, T12, L1, L3, L5, et S1 (Fig. 1). Trois autres marqueurs LED ont été placés sur l'ilium (le segment supérieur de l'os iliaque) afin de mesurer la rotation pelvienne en plus d'un dernier sur la barre pour enregistrer la position de la charge dans les mains. Un système OptoTrak composé de trois caméras a été utilisé pour enregistrer les coordonnées 3D des marqueurs de LED. Afin d'enregistrer les signaux d'EMG, cinq paires d'électrodes de surface étaient bilatéralement placés sur les muscles suivants (McGill, 1991; O'Sullivan et al., 2002): longissimus dorsi (~3cm de la ligne médiane au niveau L1), iliocostalis (~6cm de la ligne médiane au niveau L1), multifidus (~2 cm de la ligne médiane au niveau L5), oblique externe (~10 cm à partir de la ligne médiane au-dessus du nombril et selon le sens des fibres du muscle), et rectus abdominis (~3 cm à partir de la ligne médiane au-dessus de l'umbilicus) (Fig. 1). Les signaux d'EMG ont été enregistrés à 1500 Hz, amplifiés et filtrés à 10-400 Hz par un filtre Butterworth du deuxième ordre et puis rectifiés. Après chaque intervalle de 4 secondes, la racine de la moyenne des carrés (RMS) a été calculée pour chaque côté et par la suite, la moyenne a été calculée pour les deux côtés des muscles. Afin de normaliser les données d'EMG, les données de la contraction maximale volontaire (CMV) ont été rassemblées en positions allongé sur le dos, allongé sur le ventre et debout sous les charges dans des plans cardinaux (Sparto et Parnianpour, 1998).

Dans la position debout et droite, des sujets ont maintenu des charges de 0, 90, 180, 280, et 380N symétriquement avec les mains (près du corps) de deux manières tout en gardant les bras allongés; symétriquement sur les côtés (à l'aide de deux haltères) ou en avant (à l'aide d'une barre). Les sujets ont été observés pour garder leur tête droite vers l'avant en tout moment de l'expérience. Des essais additionnels ont été réalisés dans lesquels les sujets ont été invités à adopter volontairement des postures lombaires lordotique ou cyphotique sous les charges précédentes. En plus, des essais isométriques en flexion de ~40° et puis de ~65° dans le plan sagittal avec les genoux droits ont été effectués avec 0, 90, ou 180 N dans les mains. Ces efforts isométriques ont été répétés avec des postures lombaires lordotique ou cyphotique à des niveaux de flexion similaires à ceux présents dans le cas de la flexion sans aucune directive sur la posture lombaire.

Finalement, les sujets ont effectué la flexion du tronc vers l'avant et le levage sans charge et avec 100N et 200N de charge placée sur une boîte de 25.5 cm de hauteur (la charge de 300 N a été abandonnée à cause de la difficulté signalée par les sujets). Le levage a été effectué jusqu'au milieu de cuisse sans aucune instruction spécifique sur la posture lombaire. Des données d'EMG et de la cinématique ont été enregistrées pendant le levage avec deux postures accroupie ('squat' avec genoux pliés) ou fléchie vers l'avant en gardant les genoux droits ('stoop'). L'ordre des essais était aléatoire et un repos d'environ deux minutes a été donné aux sujets entre chaque

expérience pour éviter la fatigue. Chaque tâche a été enregistrée pendant 4-5s (elle a été répétée deux fois pour quelques sujets). L'inclinaison pelvienne et la rotation du tronc (T12-T1 et T12-T5) ont été évaluées à partir des données de la cinématique. Les données d'EMG ont été traitées en utilisant Matlab et statistiquement analysées par ANOVA (variables dépendantes: rotation pelvienne, rotation du tronc et activités d'EMG; variables indépendantes: posture lobmaire, rotation du tronc, position de charge et grandeur de charge) en utilisant des comparaisons multiples de Tukey avec $p<0.05$ comme niveau significatif (Statistica, StatSoft, Tulsa, OK) (El-Rich et al., 2004, Arjmand et Shirazi-Adl, 2004). Toutes les mesures ont été effectuées durant la matinée dans un délai de trois heures.

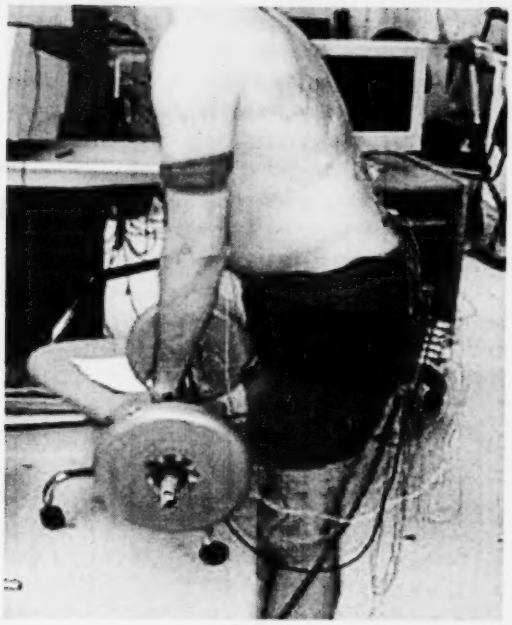
Modèle d'éléments finis de la colonne thoraco-lombaire: Un modèle de la colonne thoraco-lombaire, T1-S1, (Kiefer et al, 1997 et 1998; Pop, 2001; Shirazi-Adl et al., 2002 et 2003), symétrique dans le plan sagittal et composé de 6 poutres déformables modélisant les segments entre T12-S1 et de 7 éléments rigides modélisant la partie T1-T12 (comme un seul corps) ainsi que les vertèbres lombaires (L1 à S1), a été utilisé (Fig. 2). Les rigidités des éléments poutres tiennent compte de la rigidité non linéaire globale des segments fonctionnels T12-S1 (c.-à-d., vertèbres, disque, facettes et ligaments) aux différents niveaux et suivant les différentes directions. Ce comportement non linéaire est basé sur les résultats des études numériques et expérimentales précédentes effectuées sur un ou plusieurs segments fonctionnels (Oxland et al., 1992 ; Pop, 2001; Shirazi-Adl et al., 2002; Yamamoto et al., 1989). Sur la base de nos études récentes (Shirazi-Adl, 2004), la rigidité en rotation sagittale des segments fonctionnels a été encore modifiée pour tenir compte des effets de durcissement observés en présence de grandes charges de compression (Patwardhan et al., 2003 ; Stokes et Gardner-Morse, 2003). Les points d'insertion des disques aux vertèbres rigides ont été décalés par 4mm postérieurement aux centres des disques pour tenir compte du mouvement postérieur de l'axe de rotation de disque observé sous des charges dans différentes directions (Shirazi-Adl et al., 1986a, b). La représentation non linéaire adéquate de la colonne passive en particulier en présence de grandes forces de compression et de rotations de flexion pendant des tâches de levage est importante non seulement dans la distribution appropriée des moments sur les composantes passive et actives, mais également dans l'analyse de stabilité du système. Durant toutes les analyses numériques, la charge de gravité de 387 N a été distribuée aux différents niveaux de la colonne en accord avec les travaux précédents (Pearsall, 1994; Takashima et al., 1979), alors que les charges supportées dans les mains ont été appliquées aux mêmes positions précises mesurées *in vivo*.

Postures contraintes: Les rotations pelviennes et celle du tronc ont été appliquées respectivement aux niveaux S1 et T12. Par contre, à cause des erreurs inhérentes dans le calcul de rotation des segments lombaires, la rotation lombaire totale (T12-S1) a été subdivisée entres les segments fontionnels en accord avec nos travaux précédents et des proportions rapportées dans des mesures *in vivo* antérieures durant des simulations isométriques de flexion (8% à T12-L1, 13% à L1-L2, 16% à L2-L3, 23% à L3-L4, 26% à L4-L5 et 14% à L5-S1 dans les deux cas de flexion de ~40° and de ~65°) (Dvorak et al., 1991 ; Pearcy et al., 1984; Plamondon et al., 1988; Potvin et al., 1991; Shirazi-Adl et Parnianpour, 1999; Yamamoto et al., 1989).

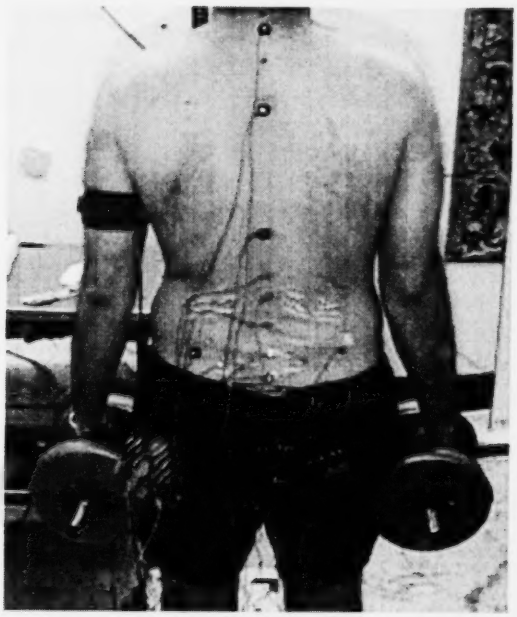
Modèle de muscles et procédure d'estimation des forces musculaires: Une architecture (symétrique dans le plan sagittal) de 46 muscles locaux (fixés aux vertèbres lombaires) et de 10 muscles globaux (attachés à la cage thoracique) a été utilisée (Bogduk et al, 1992; Daggfeldt et Thorstensson, 2003; Stokes et Gardner-Morse, 1999) (Tableau 1, Figures. 3 et 4). Puisque la colonne thoracique T1-T12 a été prise comme un seul corps rigide, chaque muscle global a été

représenté par un seul élément inséré dans le centre de sa zone d'attachement. Afin d'évaluer les forces musculaires, un nouvel algorithme basé sur la cinématique a été utilisé (Tableau 2). Cet algorithme permet de résoudre le système redondant actif-passif soumis à la cinématique mesurée et aux charges externes (Arjmand et Shirazi-Adl, 2004; EL-Rich et al., 2004; Shirazi-Adl et al., 2002 et 2004). Avec cette approche, les forces musculaires calculées dans chaque cas de chargement seront compatibles avec la cinématique appliquée (c.-à-d., la posture), le chargement externe, et aussi avec la rigidité non linéaire réaliste du système passif. Cette approche exploite les données de la cinématique pour produire des équations additionnelles à chaque niveau segmentaire afin de diminuer le degré de redondance cinétique du problème. Dans le cas ou le nombre des déplacements disponibles à un niveau est insuffisant, ce qui est le cas dans cette étude, une approche d'optimisation devrait être également utilisée. Dans l'étude courante, la fonction (objectif) de coût du minimum de la somme des contraintes musculaires élevées à la puissance 3 ($\min \sum \sigma_{mus}^{3}$) a été considérée dans l'optimisation avec des équations d'inégalité obligeant les contraintes musculaires de demeurer positives et inférieures à 0.6 MPa (Gagnon et al., 2001). Le programme d'éléments finis ABAQUS (Hibbit, Karlsson & Sorensen, Inc., Pawtucker, RI, version 6.3) a été utilisé pour effectuer des analyses structurales non linéaires tandis que le procédé d'optimisation était analytiquement résolu en utilisant un programme basé sur la méthode de multiplicateurs de Lagrange (Raikova et Prilutsky, 2002). La force musculaire calculée comprends à la fois les deux composantes active et passive où la dernière est évaluée en se basant sur la relation longueur-tension (Davis et al., 2003).

Analyses de stabilité: Dans les cas où une charge externe est appliquée, la position exacte de cette dernière provenant des mesures *in vivo* est considérée en raison de son effet remarquable sur la marge de stabilité (Granata et Orishimo, 2001). Dans chaque simulation, et après avoir calculé les forces musculaires, le modèle a été modifié par l'insertion des éléments ressorts uniaxiaux entre les points d'insertion des muscles pour représenter ces derniers (Tableau 2). Des analyses non linéaires d'éléments finis ont été répétées sous les charges mais sans aucune rotation segmentaire contrainte (à l'exception de rotation pelvienne). La rigidité k de chaque élément uniaxial a été calculée en utilisant la relation linéaire rigidité-force musculaire k=qF/l (Bergmark, 1989; Crisco et Panjabi, 1991) dans laquelle la rigidité de muscle est proportionnelle à sa force, F, et inversement proportionnelle à sa longueur courante, l. Le coefficient adimensionnel q de rigidité musculaire utilisé est le même pour tous les muscles. Plusieurs analyses non linéaires ont été exécutées avec différentes valeurs de q afin d'évaluer la valeur minimale de ce dernier (valeur critique) en dessous de laquelle le système devient instable (l'analyse non linéaire ne converge plus et ne donne plus de solution). En plus des analyses non linéaires, des analyses linéaires de flambage et de perturbation appliquées à des configurations chargées et déformées ont été également effectuées pour estimer la marge de stabilité en fonction de q.



(1A)



(1B)

Fig 1. Exemples d'un sujet effectuant les tâches isométriques en flexion ~40° vers l'avant (1A) et en position debout droite (1B) avec charges dans les mains (voir le texte pour la position des électrodes et celle des marqueurs).

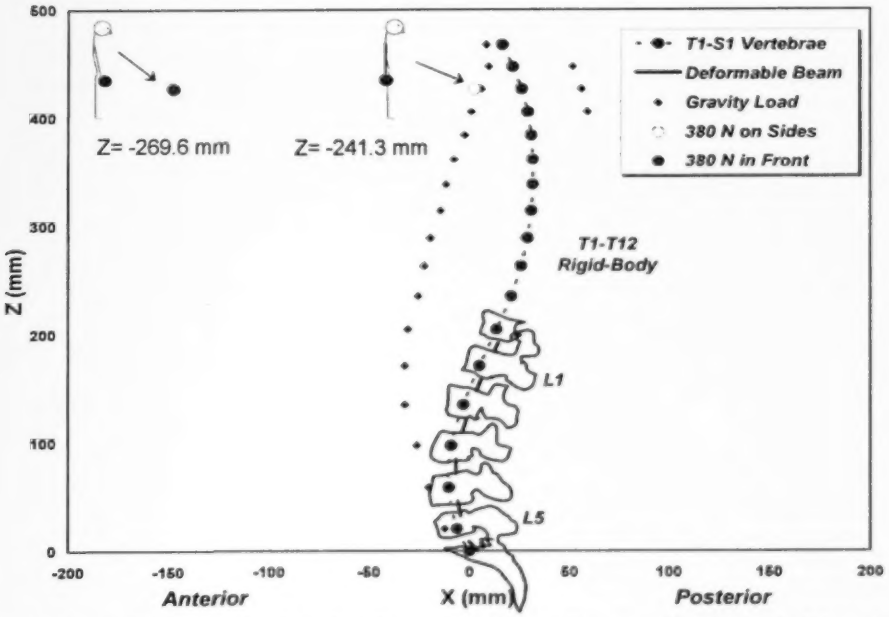


Fig 2. Le modèle, T1-S1, dans le plan sagittal avec 7 corps rigides et 6 éléments poutres déformables. Les rigidités de chaque segment fonctionnel sont représentées par des poutres avec des relations non linéaires de charge-déplacement suivant les différentes directions. Les positions de charges réparties de gravité (au total 387.1 N) et des charges externes dans les mains sont aussi montrées. (El-Rich et al., 2004)

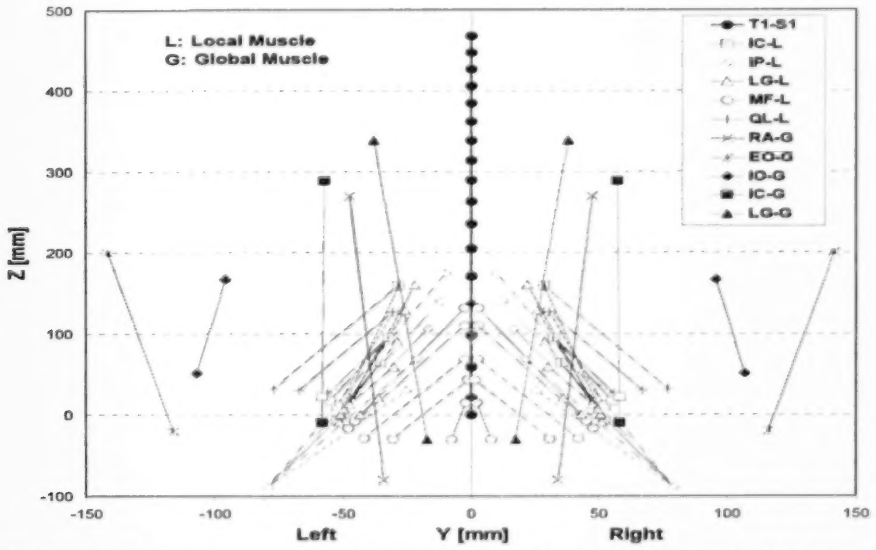


Fig 3. Représentation des muscles globaux et locaux dans le plan coronal. IC: Iliocostalis, IP: Iliopsoas, LG: Longissimus, MF: Multifidus, QL: Quadratus Lumborum, IO: Oblique Interne, EO: Oblique Externe, et RA: Rectus Abdominus. (El-Rich et al., 2004)

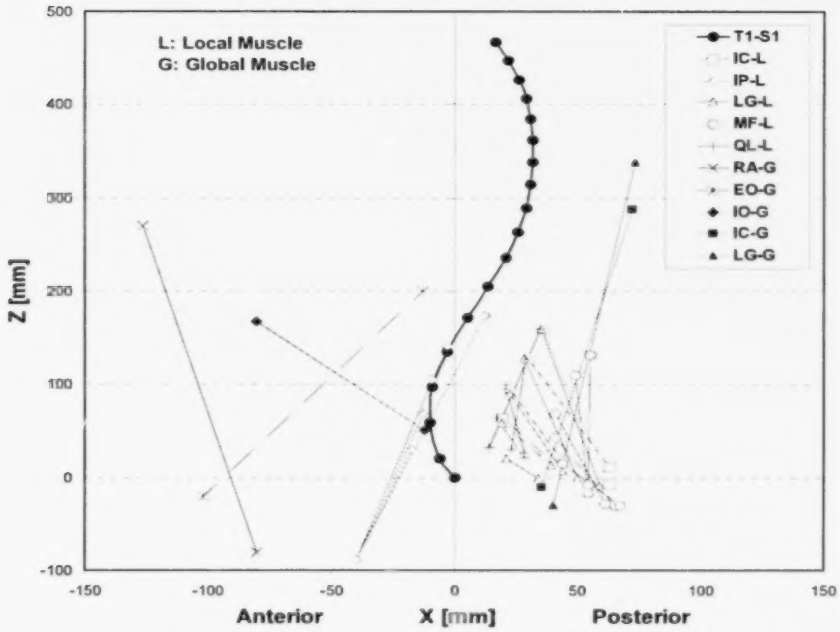
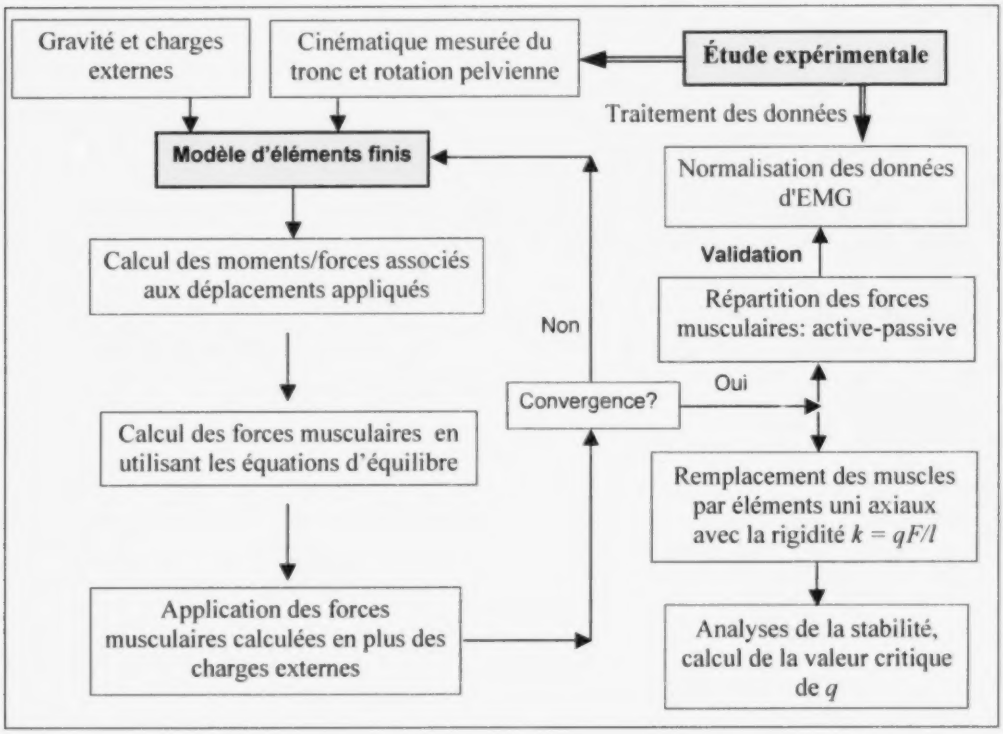


Fig 4. Représentation des muscles globaux et locaux dans le plan sagittal. IC: Iliocostalis, IP: Iliopsoas, LG: Longissimus, MF: Multifidus, QL: Quadratus Lumborum, IO: Oblique Interne, EO: Oblique Externe, et RA: Rectus Abdominus. (El-Rich et al., 2004)

Tableau 1. L'aire de section (PCSA) des muscles globaux et locaux sur chaque côté de la colonne à tous les niveaux (mm^2). ICpl: Iliocostalis Lumborum pars lumborum, ICpt: Iliocostalis Lumborum pars thoracic, IP: Iliopsoas, LGpl: Longissimus Thoracis pars lumborum, LGpt: Longissimus Thoracis pars thoracic, MF: Multifidus, QL: Quadratus Lumborum, IO: Oblique Interne, EO: Oblique Externe, et RA: Rectus Abdominus. (à voir Arjmand et Shirazi-Adl, 2004; El-Rich et al., 2004; Shirazi-Adl et al., 2004)

Muscles Locaux	ICpl	IP	LGpl	MF	QL
L1	108	252	79	96	88
L2	154	295	91	138	80
L3	182	334	103	211	75
L4	189	311	110	186	70
L5	-	182	116	134	-
Muscles Globaux	**RA**	**EO**	**IO**	**ICpt**	**LGpt**
T1-T12	567	1576	1345	600	1100

Tableau 2. Algorithme basé sur la cinématique afin d'évaluer les forces musculaires. Cet algorithme permet de résoudre le système redondant actif-passif soumis à la cinématique mesurée et aux charges externes. (Arjmand et Shirazi-Adl, 2004; EL-Rich et al., 2004; Shirazi-Adl et al., 2002 et 2004)



RÉSULTATS

Quelques résultats typiques du modèle sont fournis ici (les publications devraient être consultées pour des résultats additionnels: Arjmand et Shirazi-Adl, 2004; El-Rich et al., 2004; Shirazi-Adl et al., 2004).

Postures en position debout droite: En se basant sur les mesures *in vivo*, nous constatons que la position et la grandeur de charge n'ont pas eu des effets significatifs sur la posture (Fig. 5). Cependant, l'activité normalisée d'EMG de surface des muscles du dos a augmenté considérablement avec la charge une fois tenue en avant et elle devient importante sous des niveaux de charge plus élevés (Fig. 6). Il est important à souligner que les muscles du dos n'ont pas montré un changement important quand les mêmes charges ont été tenues sur les deux côtés. D'ailleurs, pour la même charge, le maintien avec la barre en avant a augmenté de manière significative les activités des muscles longissimus et multifidus. L'activité des muscles abdominaux est restée relativement faible et n'a pas été affectée par la position ou la grandeur de la charge.

La rotation postérieure pelvienne et l'aplatissement de la colonne lombaire ont été appliqués dans le modèle en respectant les tendances posturales moyennes mesurées à partir des marqueurs de peau collés sur les sujets (Fig. 7). L'addition de 380 N comme charge externe et particulièrement quand elle est tenue en avant à l'aide d'une barre a augmenté considérablement les forces musculaires calculées et les efforts internes. La charge de compression a augmenté substantiellement vers les segments inférieurs. La force de cisaillement était plus grande au niveau L5-S1 où elle s'orientait dans la direction intérieure. Pour une posture donnée et sous une même charge, la présence de co-activité abdominale a augmenté considérablement les forces dans les muscles extenseurs et les tissus passifs (Tableau 3).

Des résultats identiques (déplacements, forces musculaires, et efforts internes) ont été obtenus de l'étude de stabilité quand le modèle a été modifié par l'incorporation directe des muscles en tant qu'éléments uniaxiaux avec différentes valeurs de rigidité, q. Les analyses non linéaires et linéaires de flambage et de perturbation aux configurations finales déformées ont fourni la valeur critique de q en dessous de laquelle le système devient instable. La co-activité antagoniste dans des muscles abdominaux a augmenté de manière significative la marge de stabilité ce qui permet de diminuer la valeur de coefficient de rigidité. La marge de stabilité a augmentée sous la charge de 380 N tenue aux deux endroits grâce aux forces plus élevées dans les muscles extenseurs. Aucune différence significative sur la stabilité n'a été cependant notée en tenant la charge de 380 N soit en avant soit sur les côtés malgré des forces musculaires considérablement plus grandes dans le cas où la charge était en avant (Fig. 8).

Postures isométriques en flexion vers l'avant: Les mesures *in vivo* montrent que les activités d'EMG des muscles extenseurs ont augmenté d'une manière significative ($p<0.009$) dans les cas de flexion de ~40° et ~65° comparées à celles dans le cas de la posture en position debout sous une charge identique supportée avec les mains (Fig. 9). Par ailleurs, pour la même posture, une augmentation significative ($p<0.04$) de l'activité d'EMG des muscles du dos a été observée sous la charge de 180 N comparée à celle sans charge externe. Cependant, aucune différence significative n'a été remarquée entre les activités d'EMG lors des cas de flexion passant de ~40° à ~65° sous la même charge. Peu de changement au niveau de l'activité d'EMG des muscles du dos n'a été détecté dans le cas de la posture en position debout et sous différentes charges. Les deux

muscles abdominaux (EO et RA) qui n'avaient pas d'activités importantes pendant tous les essais, ont montré une diminution d'activité d'EMG pendant des tâches de flexion avec la même charge dans les mains. Cette diminution semble significative seulement pour le muscle EO sous la charge de 180 N ($p<0.004$) (Fig. 9).

En réponse aux rotations sagittales segmentaires mesurées (Fig. 10), la charge externe de 180 N (avec les postures de flexion seulement) et les postures de flexion (comparées à la posture en position debout) ont augmenté considérablement les forces musculaires et les efforts internes dans la partie ligamentaire à tous les niveaux (Tableau 4, Fig. 11). Les analyses non linéaires et linéaires de flambage et de perturbation effectuées aux configurations déformées ont démontré que des petites valeurs du coefficient de rigidité musculaire, q, étaient nécessaires pour maintenir la stabilité de la colonne en posture de flexion sans aucune charge dans les mains (Fig. 12). Par contre, aucune rigidité musculaire n'était nécessaire en position de flexion avec la charge de 180 N. Dans ce cas-ci, la stabilité de la colonne a été adéquatement assurée par la rigidité passive des segments fonctionnels. Cela a été confirmé par des analyses additionnelles en changeant la rigidité de flexion de la partie passive par ±30% (Fig. 12).

Tableau 3. Charges internes agissant sur le plan médian des disques et les forces musculaires aux différents niveaux pour la position debout droite (sans co-activation musculaire)

	P = 0 N (Gravité seule)				P = 380 N (position: côtés)				P = 380 N (position: avant)			
	* Charges passives			Forces dans les muscles N	Charges passives			Forces dans les muscles N	Charges passives			Forces dans les muscles N
	†C N	†V N	†M N-m		C N	V N	M N-m		C N	V N	M N-m	
T12	335	-35	-8.3	14 (IC) 34 (LG)	767	-83	-9.5	29 (IC) 72 (LG)	1487	-48	-32.9	235(IC) 588(LG)
L1	403	-46	-6.3	10 (IC) 16 (IP) 7 (LG) 12 (MF) 8 (QL)	800	-96	-6.2	4 (IC) 6 (IP) 2 (LG) 4 (MF) 3 (QL)	1880	-228	-17.8	82(IC) 125(IP) 51(LG) 90(MF) 60(QL)
L2	446	-63	-3.9	9 (IC) 4 (LG) 10 (MF) 3 (QL)	818	-112	-2.5	1 (IC) 1 (LG) 1 (MF) 1 (QL)	1907	-323	-4.2	8 (IC) 4 (LG) 9 (MF) 3 (QL)
L3	497	-7	-1.5	9 (IC) 4 (LG) 14 (MF) 2 (QL)	846	20	-0.1	1 (IC) 1 (LG) 1 (MF) 1 (QL)	1954	21	5.4	-
L4	534	28	-1.3	7 (IC) 3 (LG) 9 (MF) 2 (QL)	892	91	-1.3	12 (IC) 5 (LG) 15 (MF) 3 (QL)	1994	203	-0.2	16 (IC) 7 (LG) 20 (MF) 4 (QL)
L5	575	190	-2.3	28 (LG) 27 (MF)	887	349	-6.3	18 (LG) 22 (MF)	1944	812	-16.4	31 (LG) 55 (MF)

* Force de cisaillement: positive = antérieur; Moment: positif = extension

† C: force de compression, V: force de cisaillement, M: moment sagittal

Tableau 4. Charges internes (résistées par les segments ligamentaires) agissant sur le plan médian des disques aux différents niveaux pour les postures debout droite et en flexion ± 180 N dans les mains.

Niveau	Debout				Flexion ~40°				Flexion ~65°			
	0 N		180 N		0 N		180 N		0 N		180 N	
	*M	*C	M	C	M	C	M	C	M	C	M	C
T12-L1	8.4	337	8.9	567	18.5	933	22.4	1679	23.8	1101	26.6	1781
L1-L2	6.3	405	6.3	633	22.1	1171	28.3	2186	31.3	1406	36.1	2444
L2-L3	3.9	447	3.1	668	21.3	1414	28.7	2606	33.0	1737	38.8	3039
L3-L4	1.5	498	0.7	702	17.2	1669	24.7	2971	29.9	2067	36.1	3528
L4-L5	1.3	535	1.3	741	16.8	1862	24.1	3250	29.2	2319	35.3	3859
L5-S1	2.3	570	3.9	753	19.4	1912	27.1	3308	31.8	2332	38.1	3850

* M: moment sagittal, positif en flexion (N-m); C: force de compression (N)

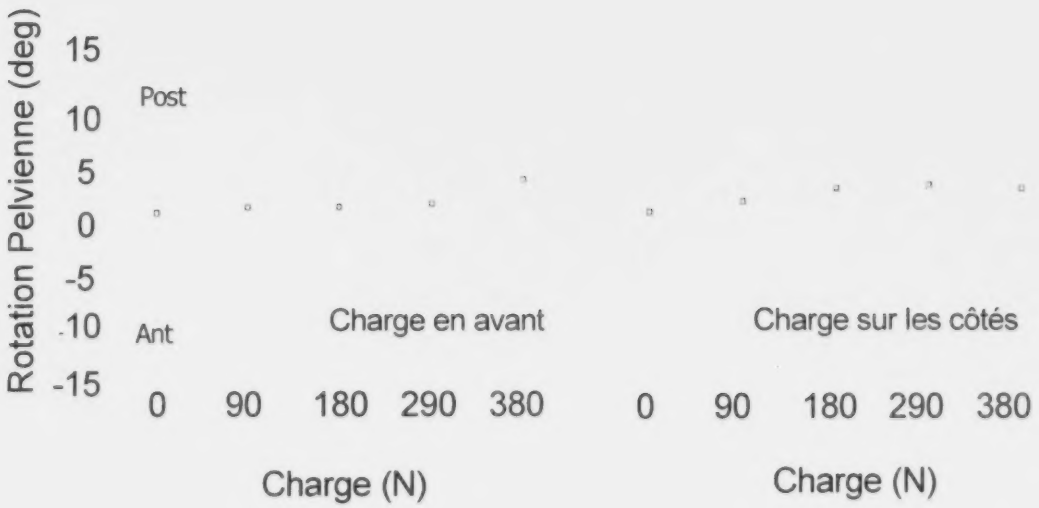


Fig 5. Rotations pelviennes (moyenne ± ET) pour les positions debout droites sous les charges en avant ou sur les deux côtés comparées à 0 N pour la même position de charge.

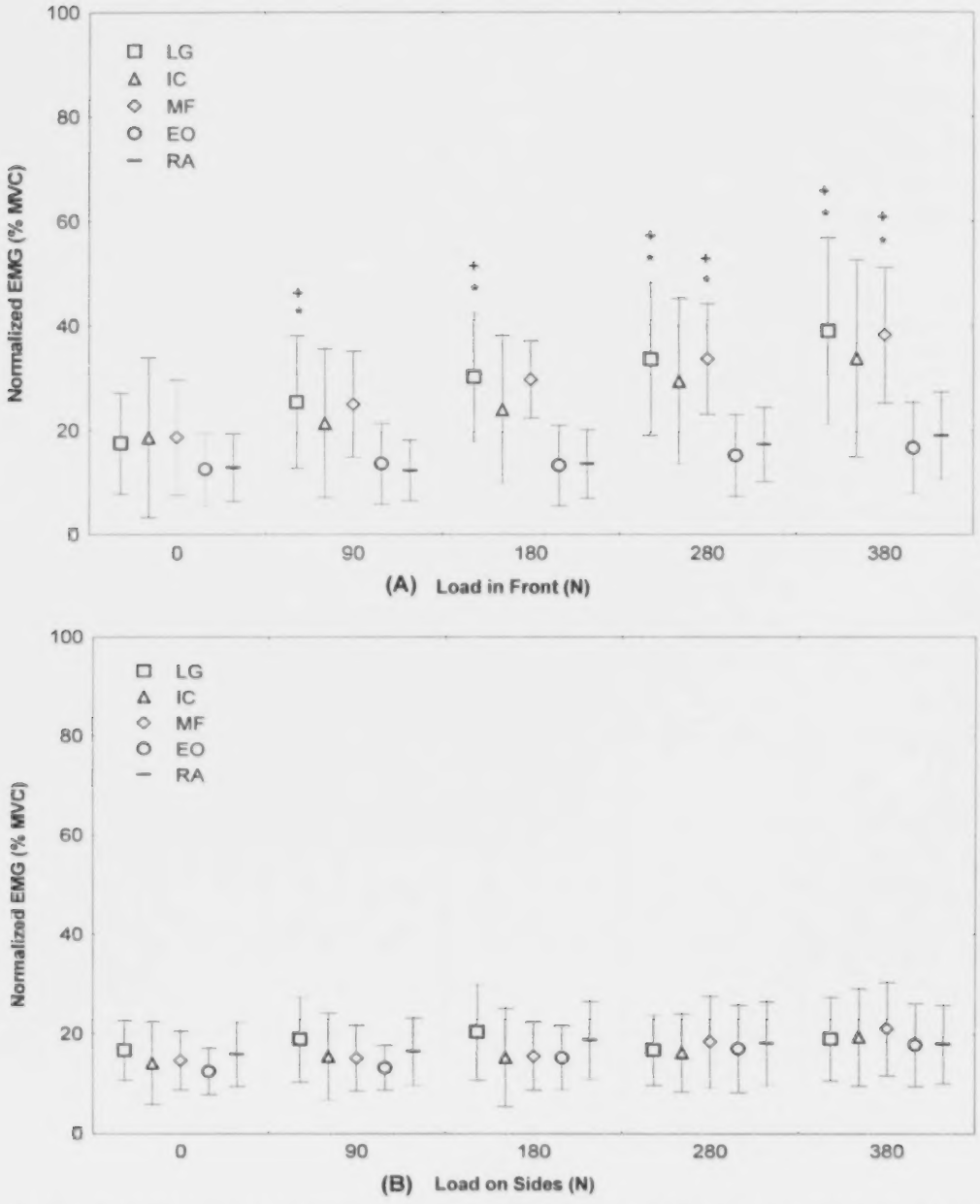


Fig 6. Activités musculaires normalisées de l'EMG (moyen ± ET) pour les positions debout droites; (A) charge est prise en avant, (B) charge est prise sur les deux côtés. * Significative comparée à 0 N pour la même position de charge; + Significative comparée à la même charge mais prise sur les côtés. (El-Rich et al., 2004)

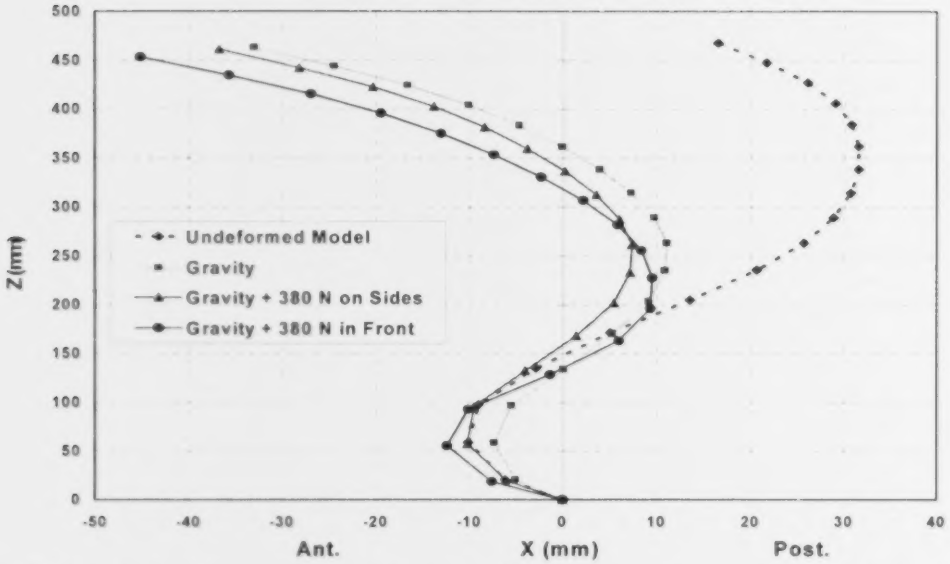


Fig.7. Postures évaluées en position debout droite (en accord avec les mesures *in vivo*) pour les 3 cas de chargement. (El-Rich et al., 2004)

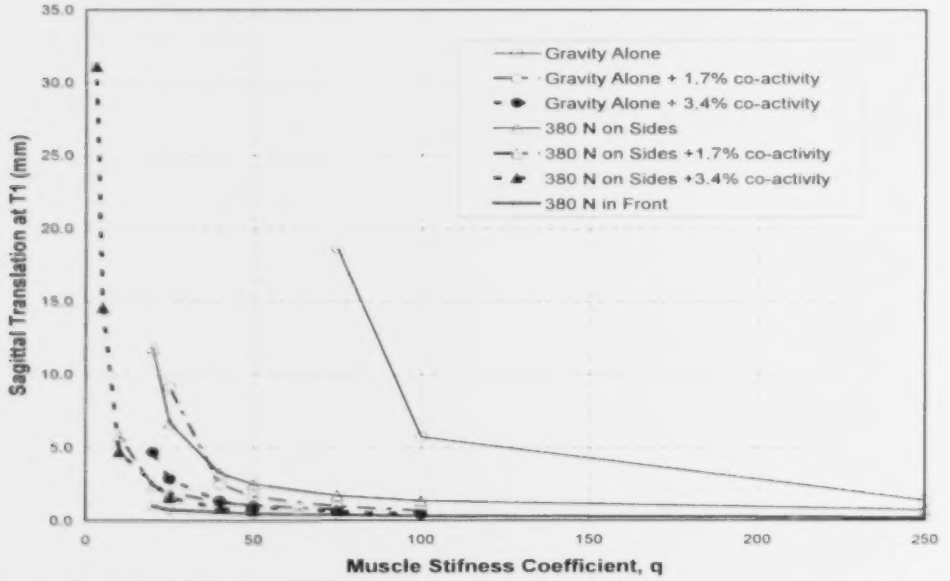


Fig. 8. Variation de déplacement sagittal à T1 avec le coefficient de rigidité musculaire, q, pour différents cas de chargement et de co-activation en posture debout droite utilisant la méthode d'analyse linéaire de perturbation de la position déformée (en accord avec analyses non linéaires). Le plus petit q indique le coefficient critique indiquant la perte de la stabilité. (El-Rich et al., 2004)

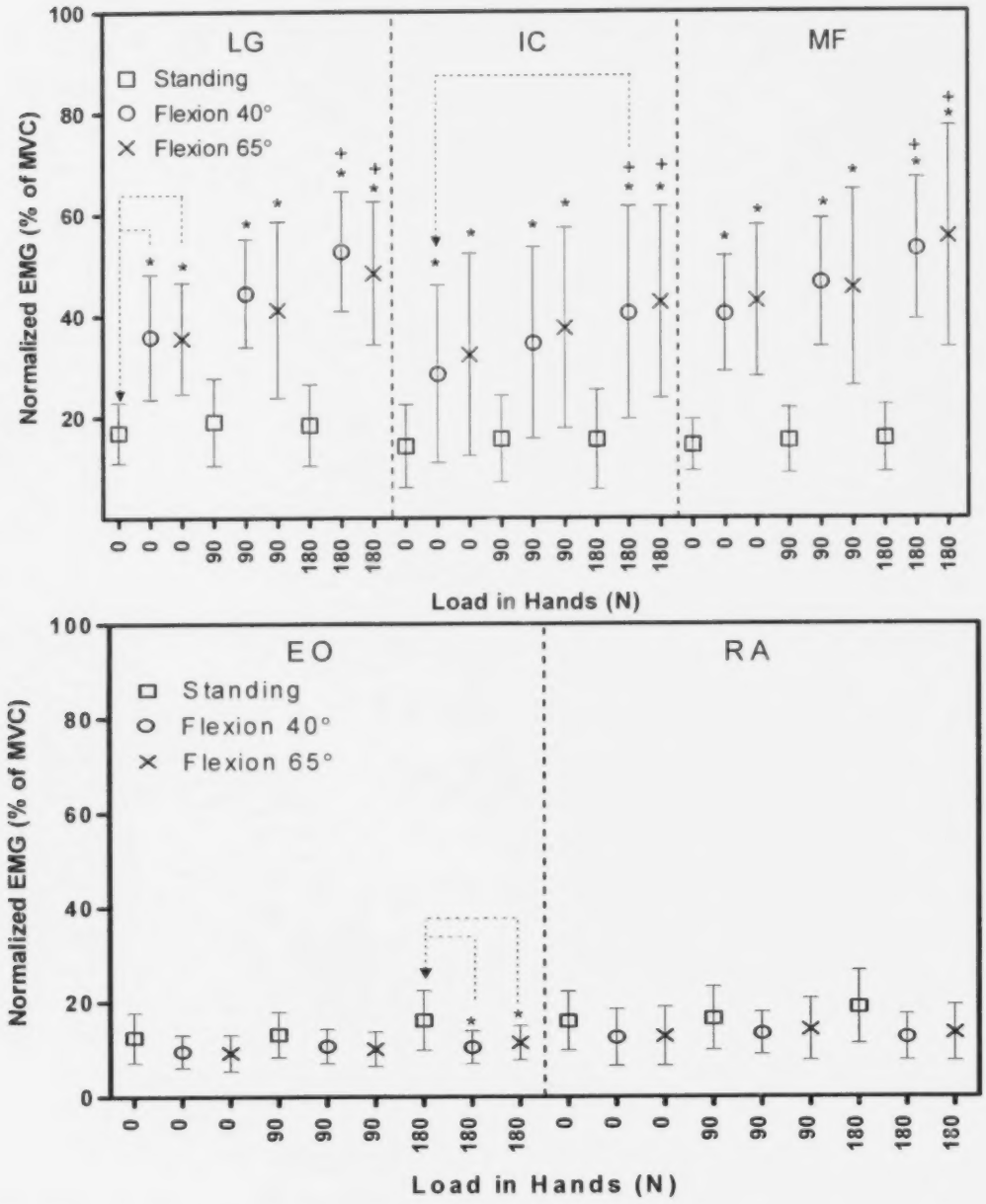


Fig. 9. Activités musculaires normalisées de l'EMG (moyen ± ET) pour les muscles extenseurs (haut) et abdominaux (bas) en postures debout droite et en flexion sous différent niveaux de chargement. IC: Iliocostalis, LG: Longissimus, MF: Multifidus, EO: Oblique Externe, and RA: Rectus Abdominus. * Significative ($p<0.05$) comparée à la posture debout droite pour la même charge (montré pour LG et EO). + Signifitive comparée à 0 N pour la même posture (montré pour IC). (Arjmand et Shirazi-Adl, 2004)

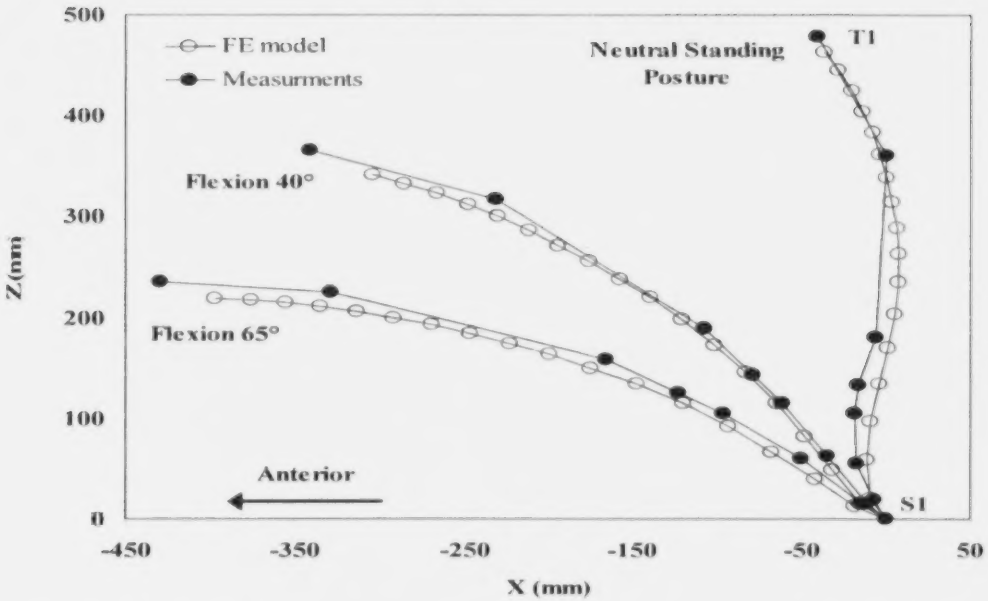


Fig. 10. Postures évaluées (*in vivo* et modèle) pour quelques cas sans aucune charge externe dans les mains. (Arjmand et Shirazi-Adl, 2004)

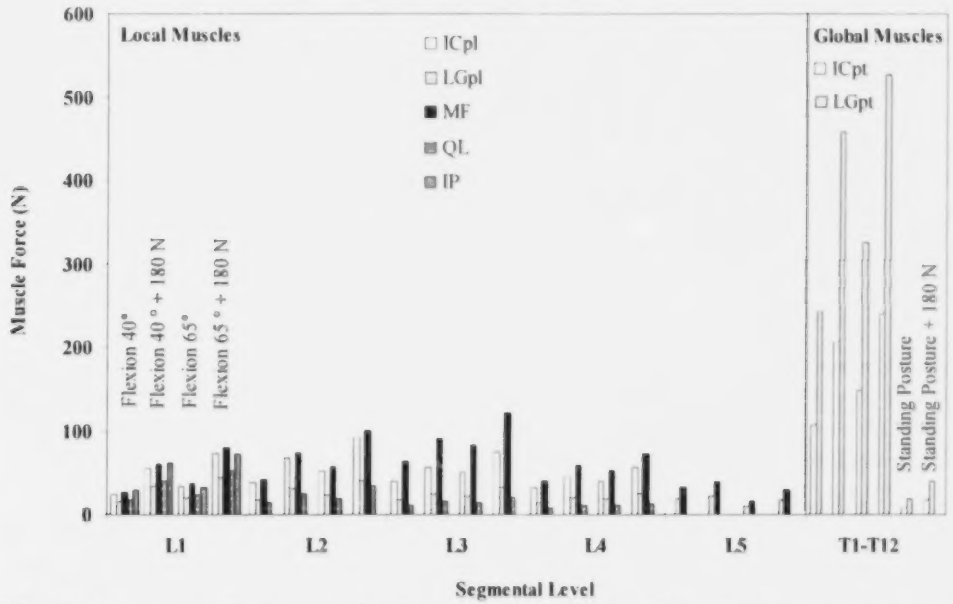


Fig. 11. Force calculée des muscles (sur un seul côté) pour différents chargements et postures. (Arjmand et Shirazi-Adl, 2004)

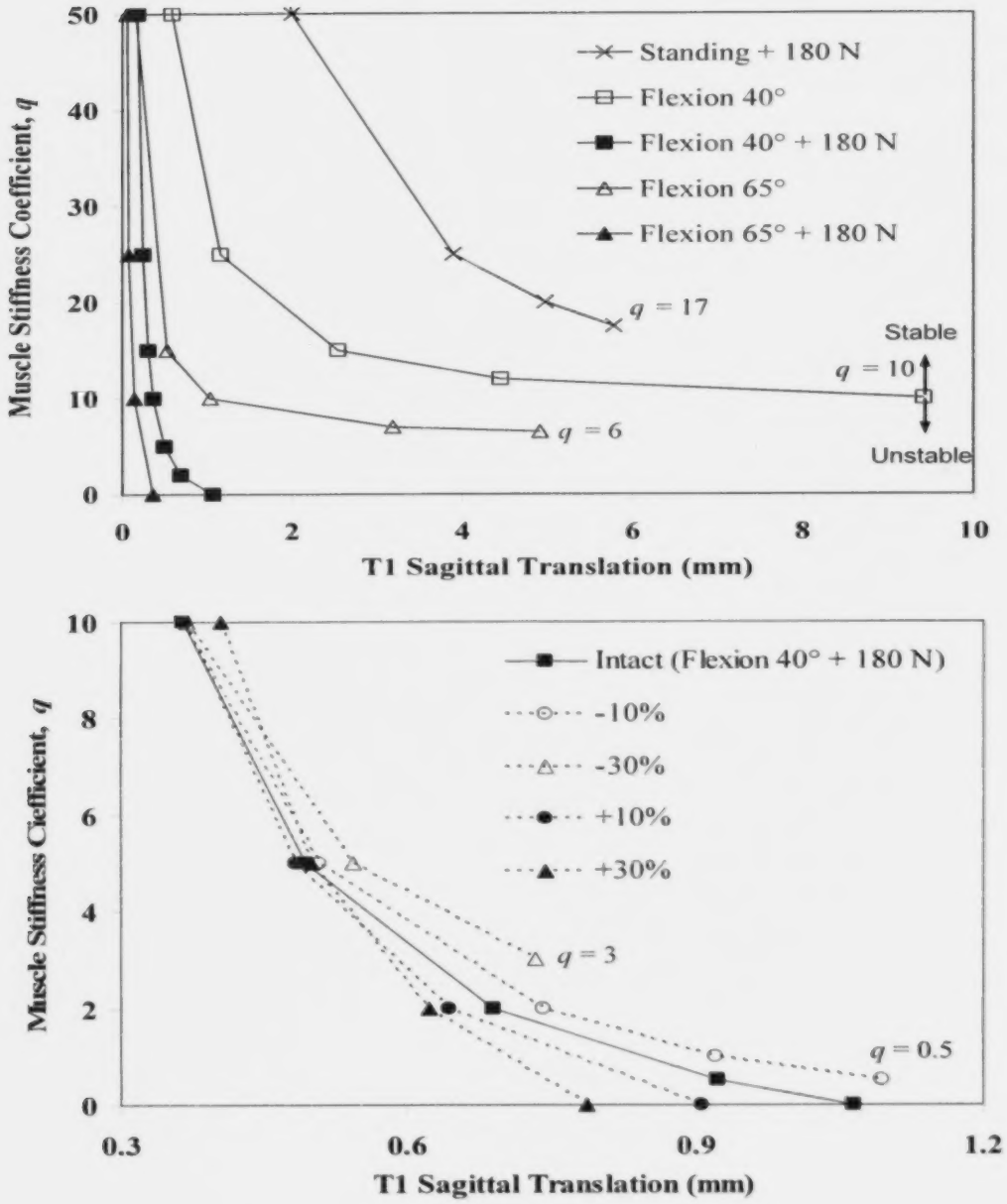


Fig. 12. Variation du déplacement sagittal à T1 avec le coefficient de rigidité musculaire, q, pour différents cas de chargement et de posture utilisant la méthode d'analyse linéaire de perturbation de la position déformée (en accord avec analyses non linéaires). Le plus petit q indique le coefficient critique pour la perte de la stabilité. En bas, les résultats des changements de ±10% et ±30% de la rigidité passive en flexion de la colonne vertébrale sont montrés. (Arjmand et Shirazi-Adl, 2004)

DISCUSSION

Ce travail avait pour but (a) le développement et la vérification de l'approche basée sur la cinématique, (b) les mesures complémentaires in vivo de la cinématique et des activités EMG des muscles, (c) la détermination des forces musculaires du tronc, des efforts dans la colonne, et la marge de stabilité pour différentes valeurs de rigidité musculaire et ligamentaire pendant des tâches en position debout droite, en flexion isométrique, et en levage dynamique sous différentes postures et charges externes telles que considérées in vivo, et (d) l'identification des niveaux de charge et des postures sécuritaires de levage afin de réduire le risque de dommages des tissus. Les charges et les postures considérées dans ces études, sont rencontrées durant plusieurs activités telles que les tâches professionnelles et ont été reconnues comme facteur de risque de lésion dorsale (Hoogendoorn et al., 2000). Dans cette étude, une nouvelle approche basée sur la cinématique a été appliquée pour résoudre le système redondant du tronc et des mesures *in vivo* parallèles ont été effectuées sur des sujets sains pour les mêmes postures et charges afin de valider les résultats obtenus.

Évaluation critique de la méthodologie suivie dans les mesures et les modèles: L'hypothèse de prendre l'ensemble des segments T1-T12 comme étant un seul corps rigide a été confirmée en mesurant des rotations quasiment égales des lignes attachant des marqueurs de peau de T12 à T5 et de T12 à T1. Ces rotation sont respectivement 41.4 ± 7.5° et 41.0 7.3° dans l'exemple de la flexion isométrique de ~40° vers l'avant sans charge dans les mains, ce qui en accord avec les résultats d'autres auteurs (Nussbaum et Chaffin, 1996). La géométrie des éléments de muscle a été modelisée par des lignes droites sans aucune déformation initiale avant l'application de la charge de gravité. Les muscles transverse abdominis et latissimus dorsi, les fascias lombo-dorsales, et les muscles inter-segmentaux et multi-segmentaux ont été négligés. Le muscle transverse abdominis a été reconnu pour décharger indirectement la colonne en augmentant la pression intra-abdominale (Daggfeldt et Thorstensson, 2003) et avec son rôle probable pour contrôler la stabilité de la colonne (Hodges, 1999; Hodges et Richardson, 1996; Pietrek et al., 2000). Le muscle latissimus dorsi a été reconnu pour produire le moment d'extension du tronc par l'intermédiaire des fascia lumbo-dorsales sans une considérable contribution pendant des tâches de levage (McGill et Norman, 1988). Les muscles inter-segmentaux et multi-segmentaux ne peuvent pas produire des moments importants d'extension et il a été rapporté qu'ils ne jouent pas un rôle important dans la stabilisation du système (Crisco et Panjabi, 1991).

Nous avons assumé que la contrainte musculaire maximale permise est égale à 0.6 MPa pour tous les muscles. Pour les analyses de stabilité, le coefficient de rigidité musculaire, q, fut choisi le même pour tous les muscles et la relation linéaire de rigidité-force a été considérée plutôt que celle non linéaire (Cholewicki et McGill, 1995; Shadmehr et Arbib, 1992). Nous avons également assumé que la relation passive utilisée dans nos simulations de flexion entre la tension et la longueur est la même pour tous les muscles malgré le fait que l'architecture spécifique de chaque muscle pourrait influencer cette relation (Woittiez et al., 1984). Cependant, l'effet du niveau d'activation musculaire sur cette relation passive (Lee et Herzog, 2002; Rassier et al., 1999 et 2003) a été négligé. La contribution passive des muscles a été négligée dans les postures en position debout droite car le changement de la longueur des muscles n'a pas excédé 5% (Woittiez et al., 1984; Anderson et al., 2002; Davis et al., 2003). Le rôle mécanique controversé de la pression intra-abdominale (IAP) dans le déchargement de la colonne et dans la production des moments d'extension ainsi que son rôle stabilisant probable pendant les tâches de flexion n'ont pas été considérés (Arjmand et al., 2001; Cholewicki et al., 2002; Cresswell et al., 1992;

Cresswell, 1993; Cresswell et Thorstensson, 1994; Daggfeldt et Thorstensson, 1997 et 2003). La co-activation négligée suite aux petites activités de l'EMG mesurées, pourrait servir à augmenter la stabilité de la colonne lombaire particulièrement dans les postures en position droite debout (Cholewicki et al., 1997 et 1999; El-Rich et al., 2004). Deux niveaux de co-activation (1.7% et 3.4% de la charge maximale de chaque muscle calculée à partir de la relation F_{max}= 0.6xPCSA où 0.6 MPa est la contrainte maximale et PCSA est l'aire de section de muscle) ont été appliqués dans les analyses des postures en position droite debout afin d'étudier leur rôle dans la distribution des efforts et la stabilité de système.

Le calcul des rotations pelvienne et du tronc à l'aide des marqueurs sur la peau représente un outil d'usage courant grâce aux mesures faciles et non-invasives. Cependant, ce moyen de mesure reste inexact et présente des sources importantes d'erreurs liées aux difficultés d'identification des points repères anatomiques, au mouvement relatif de la peau par rapport aux points de repères sur les parties osseuses, et à la déformabilité des vertèbres elles-mêmes (Lee et al., 1995; Shirazi-Adl, 1994; Zhang et Xiong, 2003). Dans ce travail et à cause des erreurs inhérentes dans le calcul de rotation des segments lombaires, les données mesurées ont été employées pour évaluer seulement l'inclinaison pelvienne (S1) et les rotations du tronc (T1-T12). Les rotations segmentaires lombaires ont été estimées en se basant sur des valeurs relatives rapportées dans la littérature ou dans nos propres études antérieures (Dvorak et al., 1991 ; Pearcy et al., 1984; Plamondon et al., 1988; Potvin et al., 1991; Shirazi-Adl et Parnianpour, 1999; Yamamoto et al., 1989). Par conséquent, les rotations appliquées ont été choisies en se basant sur la posture déformée moyenne de tous les sujets. L'étude des effets des changements des rotations lombaires sur les résultats (par exemple, lordose contre cyphose) est le sujet des travaux futurs. Il est important à noter que pour chaque muscle la mesure par EMG de la contraction maximale volontaire (CMV) nécessaire pour la normalisation, dépend entre autres de la conception de tâche, du sujet, et de l'endroit de placement de l'électrode (O'Sullivan et al., 2002; McGill, 1991). Puisque les électrodes placées sur les muscles multifidus au niveau L5 risquent de mesurer l'activité des muscles adjacents (longissimus) (Stokes et al., 2003), les comparaisons entre les résultats obtenus et les valeurs mesurées pour le muscle multifidus ont été évitées.

La redondance cinétique du système de tronc peut être résolue de manière déterministe si le nombre de données cinématiques appliquées à un niveau vertébral de la colonne atteint le nombre de muscles attachés à la vertèbre. Durant cette étude, seulement les rotations sagittales des vertèbres ont été appliquées, ce qui nécessite l'utilisation de l'optimisation pour contourner le problème de redondance. Cette optimisation est basée sur le minimum de la somme des contraintes musculaires élevées à la puissance 3. Il a été rapporté que cette fonction de coût est plus conforme aux données d'EMG (Hughes et al., 1994; Van Dieen, 1997). La convergence de la solution d'optimisation non linéaire vers un minimum global et non local a été assurée en résolvant analytiquement le problème avec la méthode de multiplicateur de Lagrange.

Validation: comparaison des résultats numériques avec les mesures:

(a) Postures en position droite debout: En accord avec nos études antérieures (Shirazi-Adl et Parnianpour, 1999), les études numériques ont montré une diminution d'activités dans les muscles extenseurs en présence de la rotation pelvienne postérieure et de l'aplatissement de la lordose lombaire. L'augmentation des charges portées sur les côtés n'avait pas une influence importante sur les forces musculaires, ce qui était observé dans nos mesures *in vivo* (Fig. 13). Les augmentations significatives des activités d'EMG des muscles extenseurs mesurées dans le cas de la charge portée en avant à l'aide d'une barre concordent bien avec les tendances observées des

forces musculaires calculées (Fig. 13). Malgré l'effet des changements de postures sur les résultats, les forces musculaires calculées en position droite debout correspondent également bien à nos mesures d'EMG (Parnianpour et al., 1994) indiquant de faibles activités musculaires quand les charges sont portées sur les côtés. Aux niveaux lombaires les plus bas, les forces internes de compression varient de ~570 N sous la gravité seule à ~890 N avec 380 N portés sur les côtés et à ~2050 N avec 380 N portés en avant (Tableau 2). En tenant compte des relations entre les forces axiales de compression et les pressions discales dans les segments lombaires (Shirazi-Adl et Drouin, 1988), les forces internes de compression calculées dans cette étude sont également très satisfaisantes et en accord avec les mesures *in vivo* de la pression intra-discale rapportées dans la littérature pour des charges similaires appliquées aux endroits semblables (Nachemson, 1981; Wilke et al., 1999 et 2001).

(b) Postures en flexion vers l'avant: En comparant aux postures en position droite debout, celles en flexion vers l'avant de ~40° et ~65° augmentent substantiellement les forces dans les muscles extenseurs et les efforts internes (Tableau 4, Fig. 10). Ces forces augmentent davantage en présence d'une charge de 180 N dans les mains. Au niveau L4/L5, la force axiale en compression a augmenté de manière significative de 248% durant la flexion de ~40° et de 333% durant la flexion de ~65° comparée à la position debout sans la charge externe. Avec la charge de 180 N portée en mains, ces valeurs ont grimpé jusqu'à 336% et 414%, respectivement (Tableau 3). Dans le cas des postures en position droite debout et en accord avec les résultats obtenus, la valeur de la charge portée avec les mains n'a eu aucun effet significatif sur l'activité d'EMG des muscles extenseurs. En tenant compte des relations entre la compression axiale et la pression discale dans les segments lombaires (Shirazi-Adl et Drouin, 1988), les forces de compression calculées au niveau L4-L5 sont en accord avec les mesures *in vivo* de la pression intra-discale rapportées pour des postures semblables et sous les mêmes charges (Wilke et al., 1999, 2001) (Fig. 14).

La force musculaire totale calculée dans les erector spinae comme la somme des forces dans les muscles extenseurs IC et LG, était 700N et 950N pour la flexion de ~40° et ~65° sans charge externe et 1328N et 1532N en présence de 180 N dans les mains, respectivement. La composante active calculée de la force dans les muscles globaux et normalisée à sa valeur maximale (c.-à-d., 0.6xPCSA) était en accord avec les activités d'EMG normalisées pour les deux postures en flexion ± 180N (Fig. 15). Le modèle a montré une légère variation des forces actives dans les muscles extenseurs lors de la flexion de ~40° à ~65° avec la même charge en mains, ce qui concorde bien avec nos mesures *in vivo*. Par contre, une grande augmentation des forces était obtenue sous la charge de 180N pour la même posture. Ceci est dû à l'augmentation de la contribution des composantes passives sous les plus grands angles de flexion (avec les mêmes charges) et des composantes actives sous des moments de réaction plus grands (avec la même posture) (Fig. 16). Le modèle a démontré la contribution importante des composantes passives pour résister aux moments dus aux tâches de flexion particulièrement quand aucune charge n'était portée par les mains (Fig. 16). Cette contribution passive devient de plus en plus importante à mesure que le tronc fléchie jusqu'à la pleine flexion, ce qui est conforme au phénomène de flexion-relaxation (McGill et Kippers, 1994; Nussbaum et Chaffin, 1996). Dans le cas sans charge externe, les moments passifs résistants (ligamentaires et des muscles) étaient, respectivement, ~22 Nm et 27 Nm à ~40° et ~35 Nm et 42 Nm à ~65°. Ces valeurs sont en accord avec la résistance maximale des segments lombaires en flexion rapportée dans la littérature (Adams et Dolan, 1991; Miller et al., 1986) et les valeurs totales des moments passifs d'extension qui augmentent avec la flexion pour atteindre ~100 Nm quand le tronc arrive à la pleine flexion pendant des efforts isométriques (Dolan et al., 1994; Nussbaum et Chaffin, 1996).

Les mesures des muscles abdominaux ont démontré une faible activité d'EMG dans les cas de postures en position droite debout qui a diminué davantage avec la flexion du tronc. Pendant la flexion isométrique maximale du tronc, une diminution significative des co-activations antagonistes des muscles a été également enregistrée (Tan et al., 1993). Il a été rapporté que la co-activité des muscles abdominaux est importante pour maintenir la stabilité des postures neutres en position debout, malgré l'augmentation substantielle des forces de compression que cette dernière génère sur la colonne (El-Rich et al., 2004; Granata et Orishimo, 2001; Granata et Wilson, 2001). Cela appuie nos résultats indiquant que lors de la flexion, la colonne est stabilisée par une grande rigidité ligamentaire suffisante de telle sorte que, dans le cas de la charge 180 N, aucune rigidité dans les muscles extenseurs était nécessaire (Fig. 12).

Stabilité du système: La question de la stabilité structurale de la colonne humaine représente un intérêt primordial pour éviter les blessures et assurer le fonctionnement sécuritaire de cette dernière (Bergmark, 1989; Cholewicki et al., 1997 et 2000; Cholewicki et McGill, 1996; Cholewicki et VanVliet, 2002; Crisco et Panjabi, 1991; El-Rich et al., 2004; Gardner-Morse et al., 1995; Gardner-Morse et Stokes, 1998; Granata et Orishimo, 2001; Kiefer et al., 1998). L'analyse non linéaire sous les forces appliquées représente la clé pour l'évaluation de la stabilité du système. D'autres approches complémentaires sont utilisées dans cette étude, il s'agit des analyses linéaires de stabilité (flambage) et de perturbation aux configurations chargées et déformées de la structure. Dans ce cas-ci, les erreurs commises dans l'évaluation des charges critiques de flambage diminuent parce que les charges appliquées et les configurations déformées s'approchent davantage de l'état critique de la structure. En variant le coefficient de rigidité musculaire, q, sa valeur critique en-dessous de laquelle le système devient instable est obtenue. En bas de cette valeur et pour les forces appliquées, aucune solution non linéaire n'existe (convergence non atteinte). Pour identifier la marge de stabilité, ces valeurs de q ont été utilisées dans les analyses linéaires de flambage et de perturbation aux configurations déformées. L'activation des muscles a des effets contraires sur la stabilité de la colonne. D'une part, elle augmente les forces de compression (c.-à-d., rôle déstabilisant) et, d'autre part, elle offre une plus grande rigidité liée à une plus grande activation (c.-à-d., rôle stabilisant).

(a) Postures en position droite debout: En absence de la co-activation abdominale, la marge de la stabilité a augmenté quand la charge de 380 N a été ajoutée dans les mains et portée sur les côtés. Cela démontre le rôle stabilisant des plus grandes forces musculaires. En revanche, aucune amélioration n'a été observée quand la charge de 380 N a été tenue en avant malgré que les forces musculaires étaient beaucoup plus grandes que dans le cas où la charge était sur les côtés. Par conséquent, la marge de stabilité du tronc ne devrait pas être estimée en se basant seulement sur les forces musculaires ou sur la nature de la tâche (Cholewicki et McGill, 1996), il faut aussi considérer la position de la charge qui joue un rôle crucial dans la stabilité du système (Granata et Orishimo, 2001). Pour une posture et un chargement donnés, la co-activité des muscles abdominaux augmenterait de manière significative la stabilité du système et permettrait de diminuer la valeur de q. Ces résultats sont en accord avec nos propres études antérieures (Shirazi-Adl et al., 2003) et celles d'autres chercheurs (Garner-Morse et Stokes, 1998; Granata et Orishimo, 2001; Potvin et O'Brien, 1998). Il s'avère que l'efficacité des muscles abdominaux à augmenter la marge de stabilité de la colonne est liée à leurs bras de levier qui sont plus grands que ceux des muscles extenseurs. Les valeurs critiques du coefficient de rigidité musculaire, q, permettant de maintenir la stabilité du système ont varié de ~3 dans le cas de 380 N sur les côtés avec 3.4% de co-activité abdominale à ~75 sous aucune charge externe (gravité seule). Ces

valeurs restent à l'intérieur des intervalles de 0.5 à 42 (Crisco et Panjabi, 1991) et 36 à 170 (Cholewicki et McGill, 1995) rapportés dans la littérature.

(b) Postures en flexion vers l'avant: Contrairement aux postures neutres en position droite debout, la colonne a semblé être plus stable dans les tâches de flexion vers l'avant grâce principalement à la rigidité plus grande des parties active et passive qui a augmenté de manière significative avec les angles de flexion et les forces de compression. Cette observation est en accord avec les travaux précédents (Cholewicki et McGill, 1996). Les valeurs critiques (plus petites) de q nécessaires pour garantir la stabilité de la colonne sans la charge en mains et sous des flexions de ~40° et de ~65° étaient ~10 et 6, respectivement. Par contre, aucune rigidité musculaire n'était requise dans les postures fléchies en portant 180 N dans les mains. Dans ces cas, la stabilité du système a été assurée par la rigidité passive des segments fonctionnels qui augmente d'une façon non linéaire avec les forces de compression et les angles de flexion. Afin d'étudier plus en détails l'effet de la rigidité des segments fonctionnels sur la stabilité de la colonne dans des tâches de flexion, la rigidité non linéaire passive en flexion de cette dernière a été uniformément modifiée de ±10% ou de ±30% et les analyses ont été répétées dans le cas de la flexion ~40° avec la charge de 180 N en mains. La stabilité du système a encore augmenté avec des tissus passifs plus rigides, tandis qu'une diminution de 10% et 30% de la rigidité passive a exigé des valeurs de coefficient de rigidité musculaire, q, de ~0.5 et 3, respectivement. Comme prévu, les forces musculaires ont augmenté quand la rigidité passive a diminué, ce qui a augmenté la force de compression par 4.9% et 14.4%, respectivement sur le disque L4-L5. Par contre, une augmentation de 10% et 30% de la rigidité passive a diminué les forces musculaires ainsi que la force axiale de compression par 7.6% et 18% respectivement sur le disque L4-L5. De tels changements de rigidité passive peuvent être le résultat des dommages et des dégénérescences dans la colonne. Ces résultats confirment le besoin de l'activation compensatoire des muscles pour satisfaire l'équilibre et maintenir la stabilité en présence des dommages, des dégénérescences, ou des changements de la colonne ligamentaires qui pourraient à leur tour augmenter le risque de dommages dans les muscles.

Il est à souligner que le choix de la relation linéaire de force-rigidité musculaire prise dans cette étude (c.-à-d., $k = q\,F/L$, plutôt qu'une relation non-linéaire) et d'une valeur identique q pour tous les muscles actifs n'a absolument aucune influence sur les forces musculaires calculées. Cependant, la rigidité musculaire influence la marge de stabilité de système.

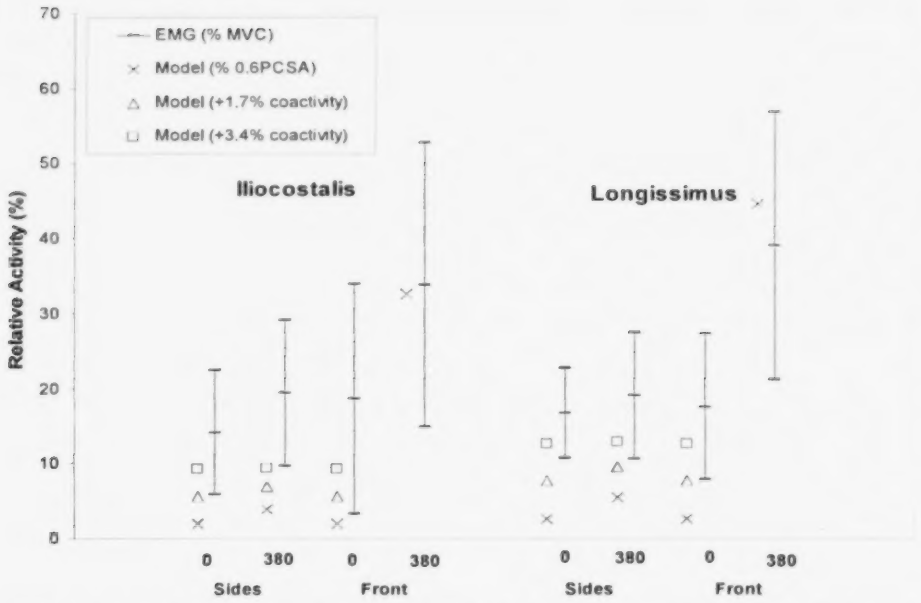


Fig. 13. Comparaison entre les valeurs normalisés de l'EMG mesurées (*in vivo*) et calculées (0.6 PCSA, Tableau 1) pour les muscles globaux aux différents chargements en posture debout droite. (El-Rich et al., 2004)

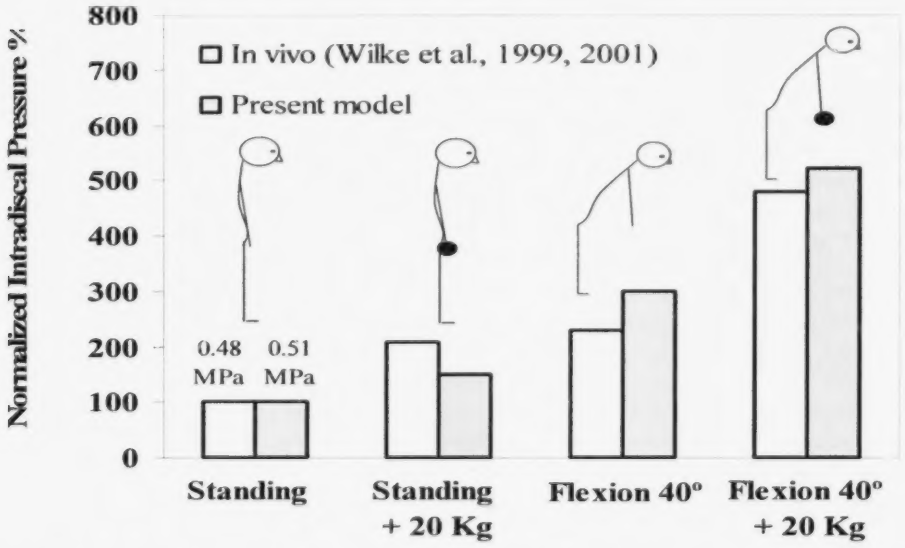


Fig. 14. Comparaison entre les valeurs mesurées (*in vivo*) et calculées de la pression inter discale au niveaux L4-L5 pour différents cas (normalisées par rapport à celles en position debout). (Arjmand et Shirazi-Adl, 2004)

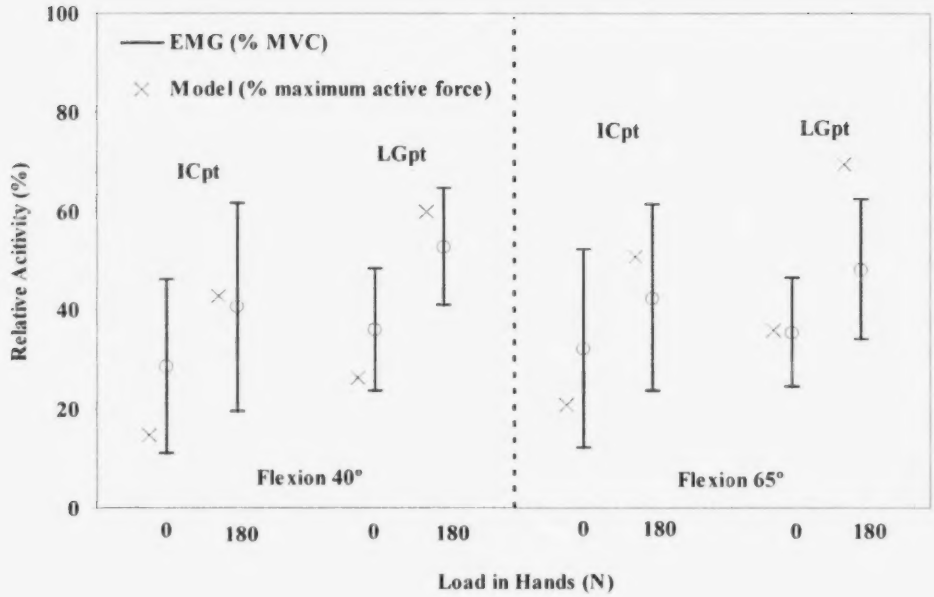


Fig. 15. Comparaison entre les valeurs normalisées de l'EMG mesurées (*in vivo*) et calculées (0.6 PCSA, Tableau 1) pour les muscles globaux aux différents chargements en posture de flexion. (Arjmand et Shirazi-Adl, 2004)

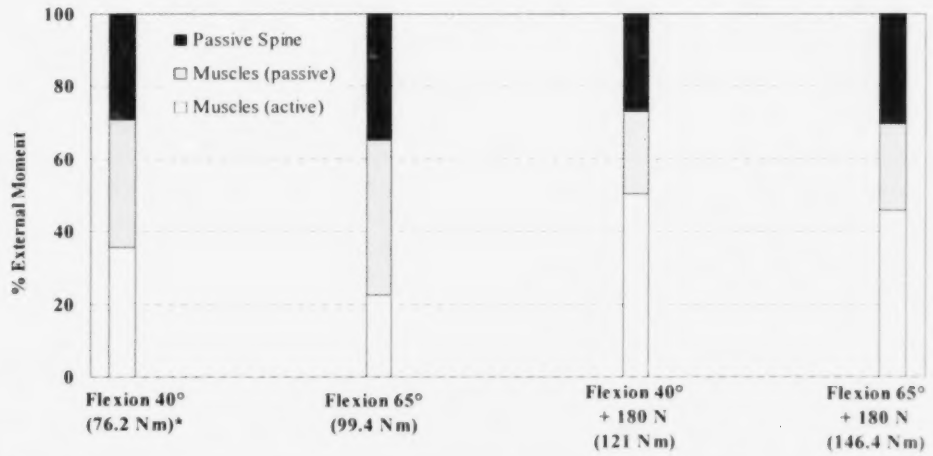


Fig. 16. Contribution relative des muscles (passive et active) et de la colonne vertébrale (passive) dans l'équilibre des moments des charges externes (indiqués par *) pour les postures en flexion avec et sans la charge de 180 N dans les mains. (Arjmand et Shirazi-Adl, 2004)

CONCLUSIONS

L'utilisation de la nouvelle approche par éléments finis basée sur la cinématique a satisfait simultanément la cinématique ainsi que les conditions d'équilibre et de stabilité à tous les niveaux et suivant toutes les directions et pas simplement l'équilibre à un seul niveau de la colonne. Le modèle proposé des segments fonctionnels a tenu compte des propriétés réalistes avec les relations non linéaires entre les charges et les déplacements. Cependant, il a permis d'expliquer la corrélation existante entre l'activité musculaire, la rigidité musculaire et la rigidité du segment fonctionnel qui dépend des angles de flexion et de charge axiale. La marge de stabilité a été également obtenue en utilisant des analyses non linéaires avec différents coefficients de rigidité musculaire et valeurs de rigidité passive.

Il existe un paradoxe entre la diminution des contraintes/déformations internes dans les tissus (exigeant des faibles activités et co-activités musculaires) et l'amélioration de la marge de stabilité du système (exigeant de plus grandes activité et co-activité musculaires). La position de la charge a également joué un rôle important dans la stabilité du système indépendamment de l'activité des muscles. En d'autres termes, les tâches avec des charges plus lourdes n'assurent pas nécessairement une plus grande stabilité du système. D'ailleurs, la co-activité abdominale a semblé être plus efficace pour augmenter la stabilité de la colonne que l'activité des muscles extenseurs, et ce grâce aux grands bras de levier que les muscles abdominaux possèdent. En plus, les tissus ligamentaires passifs ont joué un rôle crucial dans la stabilisation du système. Cependant, n'importe quels dommages ou dégénérescences ayant pour résultat une rigidité passive diminuée exigeraient une plus grande activation compensatoire des muscles menant à de plus grandes charges sur la colonne et, par conséquent, à un plus gros risque de dommages additionnels des tissus ou de fatigue et des dommages aux tissus musculaires.

Les futures investigations devraient viser à étudier l'interaction entre les charges, la posture, la vitesse de mouvements, l'activation/co-activation musculaire, et la rigidité des muscles et des tissus passifs sur l'équilibre et la stabilité pendant des tâches de levage. Les polémiques existantes sur les avantages biomécaniques de la posture accroupie ('squat lift') par rapport à la posture avec genoux doits et tronc fléchi ('stoop lift') et de la conservation de la lordose lombaire par rapport à l'aplatissement lombaire pendant des tâches de levage, devraient être les objectifs spécifiques des travaux futurs.

RÉFÉRENCES

Adams, MA, Dolan, P, "A technique for quantifying the bending moment acting on the lumbar spine in vivo", J Biomechanics, 24:117-26, 1991.

Adams, MA, McNally, DS, Chinn, H, Dolan, P, "Posture and the compressive strength of the lumbar spine", Clin Biomechanics, 9:5-14, 1994.

Anderson, J, Li, Z, Goubel, F, "Models of skeletal muscle to explain the increase in passive stiffness in desmin knockout muscle", J Biomech 35:1315-1324, 2002.

Andersson, GBJ, Ortengren, R, Schultz, A, "Analysis and measurements of the loads on the lumbar spine during work at a table", J Biomech 13:513-520, 1980.

Arjmand, N, Shirazi-Adl, A, Parnianpour, M, "A finite element model study on the role of trunk muscles in generating intra-abdominal pressure", Biomedical Engineering-Applications, Basis & Communications 13:23-31, 2001.

Arjmand, N, Shirazi-Adl, A, "Model and in vivo studies on human trunk load partitioning and stability in isometric forward flexions", J Biomech, soumis, 2004.

Bergmark, A, "Stability of the lumbar spine –A study in mechanical engineering", Acta Orthopaedica Scandinavia, Suppl 230:1-54, 1989.

Bigos, SJ, Spengler, OM, Martin, NA, "Back injuries in industry: A retrospective study. II-Injury factors", Spine 11:246-256, 1986.

Bogduk, N, Macintosh, JE, Pearcy, MJ, "A universal model of the lumbar back muscles in the upright position", Spine 17:897-913, 1992.

Calisse, J, Rohlmann, A, Bergmann, G, "Estimation of trunk muscle forces using the finite element method and in vivo loads measured by telemeterized internal spinal fixation devices", J Biomechanics, 32:727-31, 1999.

Chaffin, D, "A computerized biomechanical model -Development od and use in studying gross body actions", J Biomechanics, 2:429-441, 1969.

Cholewicki, J, Ivancic, PC, Radebold, A, "Can increased intra-abdominal pressure in humans be decoupled from trunk muscle co-contraction during steady state isometric exertions?" European Journal of Applied Physiology 87:127-33, 2002.

Cholewicki, J, Juluru, K, McGill, SM, "Intra-abdominal pressure mechanism for stabilizing the lumbar spine", J Biomechanics, 32:13-7, 1999.

Cholewicki, J, Juluru, K, Radebold, A, Panjabi, MM, McGill, SM, "Lumbar spine stability can be augmented with an abdominal belt and/or increased intra-abdominal pressure", European Spine J 8:388-95, 1999.

Cholewicki, J, McGill, SM, Norman, RW, "Comparison of muscle forces and joint load from an optimisation and EMG assisted lumbar spine model: Towards the development of a hybrid approach", J Biomechanics, 28:321-331, 1995.

Cholewicki, J, McGill, SM, "Lumbar posterior ligament involvement during extremely heavy lifts estimated from fluoroscopic measurements", J Biomech 25: 17 -28, 1992.

Cholewicki, J, McGill, SM "Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: Implications for injury and chronic low back pain", Clinical Biomech 11: 1-15, 1996.

Cholewicki, J, Pamjabi, M, Khachatryan, A, "stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture", Spine 22:2207-2212, 1997.

Cholewicki, J, Simons, APD, Radebold, A, "Effects of external trunk loads on lumbar spine stability", J Biomechanics, 33: 1377-1385, 2000.

Cholewicki, J, VanVliet, JJ, "Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions", Clin Biomech 17:99-105, 2002.

Cresswell, AG, "Responses of intra-abdominal pressure and abdominal muscle activity during dynamic trunk loading in man", European J Applied Physiology 66:315-20, 1993.

Cresswell, AG, Grundstrom, H, Thorstensson, A, "Observations on intra-abdominal pressure and patterns of abdominal intra-muscular activity in man", Acta Physiologica Scandinavica 144:409-18, 1992.

Cresswell, AG, Thorstensson, A, "Changes in intra-abdominal pressure, trunk muscle activation and force during isokinetic lifting and lowering", European J Applied Physiology 68:315-21, 1994.

Crisco, JJ, Panjabi, MM, "The intersegmental and multisegmental muscles of the lumbar spine –A biomechanical model comparing lateral stabilizing potential", Spine 16:793-799, 1991.

Daggfeldt, K, Thorstensson A, "The role of intra-abdominal pressure in spinal unloading" J. Biomechanics, 30:1149-1155, 1997.

Daggfeldt, K, Thorstensson, A, "The mechanics of back-extensor torque production about the lumbar spine", J Biomechanics, 36:815-25, 2003.

Darnkot, DK, Pope, MH, Lord, J, Frymoyer, JW, "The relationship between work history, work environment and low-back pain in men", Spine 9:395-399, 1984.
Davis, J, Kaufman, KR, Lieber, RL, "Correlation between active and passive isometric force and intramuscular pressure in the isolated rabbit tibialis anterior muscle". J Biomech 36:505-512, 2003.
Delitto, RS, Rose, SJ, Apts, DW, "An electromyographic analysis of two techniques for squat lifting", Phys Ther 67:1329-1334, 1987.
Dietrich, M, Kedzior, K, Zagrajek, T, "A biomechanical model of the human spinal system". Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, 205:19-26, 1991.
Dolan, P, Earley, M, Adams, MA, "Bending and compressive stresses acting on the lumbar spine during lifting tasks", J Biomechanics, 27:1237-1248, 1994.
Dvorak, J, Panjabi, MM, Chang, DG, Theiler, R, Grob, D, "Functional radiographic diagnosis of the lumbar spine: Flexion-extension and lateral bending", Spine 16:562-571, 1991.
El-Rich, M, Shirazi-Adl, A, Arjmand, N, "Muscle activity, internal loads and stability of the human spine in standing postures: combined model-in vivo studies". Spine, sous presse, 2004.
Frievalds, A, Chaffin, DB, garg, A, Lee, KS, "Dynamic biomechanical evaluation of lifting maximum acceptable loads", J Biomechanics, 17:251-262, 1984.
Frymoyer, JW, Pope, MR, Clements, JR, Wilder, DG, McPhearson, B, Ashikaga, T, "Risk factors in low back pain: An epidemiologic study", ffiJS 65-A:213-218, 1983.
Frymoyer, J, "Magnitude of the problem", In Weinstein &Weisel (Eds), The Lumbar Spine, Philadelphia: W.B. Saunders, 1990.
Frymoyer, JW, Cats-Baril, WL, "An overview of the incidence and costs of low back pain", Orthop Clin North Am, 22:262-271,1991.
Gagnon, D, Larivière, C, Loisel, P, "Comparative ability of EMG, optimisation, and hybrid modelling approaches to predict trunk muscle forces and lumbar spine loading during dynamic sagittal plane lifting", Clin Biomech 16:359-372, 2001.
Gardner-Morse, M, Stokes, IA, Laible, JP, "Role of muscles in lumbar spine stability in maximum extension efforts", J Orthop Res 13:802-808, 1995.
Gardner-Morse, M, Stokes, IAF, "The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability". Spine 23: 86-92, 1998.
Genaidy, AM, Waly, SM, Khalil, TM, Hidalgo, J, "Spinal compression tolerance limits for the design of manual material handling operations in the workplace", Ergonomics 36:415-434, 1993.
Goel, VK, Gilberston, LG, "Spine update: Applications of the FE method to thoraco-lumbar spine research- Past, present and future", Spine 20:1719-1727, 1995.
Gracovetsky, S, "A mathematical model of the lumbar spine using an optimal system to control muscles and ligaments", Orthop Clin North Am 8: 135-153, 1977.
Gracovetsky, S, "The spinal engine", Springer-Verlag, New York, 1988.
Gracovetsky, S, Farfan, HS, Lamy, CL, "The mechanism of the lumbar spine", 6:249-261, 1981.
Grag, A, Herrin, G, "Stoop or squat: A biomechanical and metabolic evaluation", Am Inst Ind Engng Trans 11:293-302, 1979.
Granata, KP, Manas, W, "The influence of trunk muscle coactivity on dynamic spinal loads", Spine 20:913-919, 1995.
Granata, KP, Orishimo, KF, "Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability". J Biomechanics, 34: 1117-1123, 2001.
Granata, KP, Wilson, SE, "Trunk posture and spinal stability". Clin Biomech 16:650-659, 2001.
Hughes, RE, Chaffin, DB, Lavender, SA, Andersson, GBJ, "Evaluation of muscle force prediction models of the lumbar trunk using surface electromyography", J Orthopaedic Research, 12:689-698, 1994.
Hart, DL, Stobbe, TJ, Jaraiedi, M, "Effect of lumbar posture on lifting", Spine 12:138-145, 1987.
Hodges, PW, "Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability?" Manual Therapy 4:74–86, 1999.
Hodges, PW, Richardson, CA, "Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis". Spine 21:2640-2650, 1996.
Hoogendoorn, WE, Bongers, PM, de Vet, HC, Douwes, M, Koes, BW, Miedema, MC, Ariens, GA, Bouter, LM, "Flexion and rotation of the trunk and lifting at work are risk factors for low back pain: results of a prospective cohort study". Spine 25:3087-3092, 2000.
Jackson, RP, McManus, AC, "Radiographic analysis of sagittal plane alignments and balance in standing volunteers and patients with low back pain matched for age, sex and size: A prospective controlled clinical study", Spine 19:1611-1618,1994.

Jager, M, Luttmann, A, "Compressive strength of lumbar spine elements related to age, gender, and other influencing factors", In P A Anderson, ill hobart and JV Danoff (Eds), Electromyographical Kinesiology, Elsevier Sciences, amsterdam, 291-294, 1991.

Kiefer, A, Shirazi-Adl, A, Pamianpour, M, "Synergy of human spine in neutral postures", European Spine Journal, 7:471-479,1998.

Kiefer, A, Shirazi-Adl, A, Pamianpour, M, "On the stability of human spine in neutral postures", European Spine Journal, 6:45-53, 1997.

Kong, W, "Clinically relevant biomechanical parameters in the lumbar spine- A theoretical and in vitro experimental investigation", Ph.D. Thesis, The University of Iowa, 1995.

Kroemer, K, Kroemer, H, Kroemer-Elbert, K, "Ergonomics", Prentice Hall International Series in Industrial & Systems Engineering, Edited by Fabrycky, WJ and Mize, JH, pp. 291-299,1994.

Lavaste, F, Skalli, W, Robin, S, Roy-Camille, R, Mazel, C, "three dimensional geometrical and mechanical modeling of the lumbar spine", J Biomech 25:1153-1164, 1992.

Lavender, SA, Tsuang, YH, Hafezi, A, Andersson, GBJ, Chaffin, DB, Hughes, RE, "Coactivation oftnmk muscles dllfing asymmetric loading of the torso", Human Factors 34:239-247, 1992.

Leamon, TB, "L5/S1: So who is counting?", Industrial Ergonomics, 13:259-265, 1994.

Lee, YH, Chiou, WK, Chen, WI, Lee, MY, LiD, YH, "Predictive model of intersegmental mobility of lumbar spine in the sagittal plane from skin markers", Clin Biomech 10:413-420, 1995.

Lee, HD, Herzog, W, "Force enhancement following muscle stretch of electrically stimulated and voluntarily activated human adductor pollicis". J Physiology 545:321-330, 2002.

McGill, S, "The biomechanics of the low back injury: Implications on current practice in industry and the clinic", J Biomechanics, 30:465-475, 1997.

McGill, S, Norman, R, "Dynamically and statically determined low back moments during lifting", J Biomech 18:855-877,1985.

McGill, S, Norman, R, "Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentous and muscular components during lifting", Spine 11:666-678, 1986.

McGill, S, Norman, R, "Effects of an anatomically detailed erector spinae model on L4/L5 disc compression and shear", J Biomechanics, 20:591-600, 1987.

McGill, S, Kippers, V, "Tranfer of loads between lumbar tissues during the flexion-relaxation phenomenon", Spine 19:2190-2196,1994.

McGill, SM, "Electromyographic activity of the abdominal and low back musculature during the generation of isometric and dynamic axial trunk torque: Implications for lumbar mechanics". J Orthop Res 9:91-103, 1991.

Miller, JA, Schultz, AB, Warwick, DN, Spencer, DL, "Mechanical properties of lumbar spine motion segments under large loads". J Biomech 19:79-84, 1986.

Murphy, PL, Volinn, E, "Is occupational low back pain on the rise", Spine 24 :691-697, 1998. Nacllemson, AL, "Disc pressure measurements", Spine 6:93-97,1981.

Nachemson, AL, Andersson, GBJ, Schultz, AB, "Valsalva maneuver biomechanics: Effects on lumbar trunk loads of elevated interaabdominal pressures", Spine 11 :476-479, 1986.

National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH), "Musculoskeletal disorders and workplace factors", US Dept. of Health and Human Services, 1997.

National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH), "Work practices guide for manual lifting", Technical Report, Publication No. 81-122, Cincinnati, Ohio, 1981.

Nussbaum, MA, Chaffin, DB, "Development and evaluation of a scalable and deformable geometric model of the human torso". Clin Biomech 11:25-34, 1996.

O'Sullivan, PB, Grahamslaw, KM, Kendell, M, Lapenskie, SC, Moller, NE, Richards, KV, "The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free population". Spine 27:1238-1244, 2002.

Oxland, T, Lin, RM, Panjabi, M, "Three-dimensional mechanical properties of the thoracolumbar junction". J Orthop Res 10:573-580, 1992.

Parnianpour, M, Shirazi-Adl, A, Hemami, H, Quesada, P, "The effect of the compressive load on the myoelectric activities of ten selected trunk muscles", Proceedings of the 12th Triennial Congress of the International Ergonomics Association, 3: 119-121, Toronto, 1994.

Parnianpour, M, Engin, AE, "A more quantitative approach to classification of impairements, disabilities, and handicaps", J Rheum Med Rehab 5:52-64, 1994.

Parnianpour, M, Wang, JL, Shirazi-Adl, A, Khayatian, B, Lafferriere, G, "A computational method for simulation of trunk motion: Toward a theoretical based quantitative assessment of trunk performance", IEEE Transactions, Rehabilitation Engineering, submitted, 1997.

Parnianpour, M, Wang, JL, Shirazi-Adl, A, Sparto, P, Wilke, HJ, "The effect of variations in trunk models in predicting muscle strength and spinal loading", J Musculoskeletal Research, 1 :55-69, 1997.
Patwardhan, AG, Havey, RM, Carandang, G, Simonds, J, Voronov, LI, Ghanayem, AJ, Meade, KP, Gavin, TM, Paxinos, O, "Effect of compressive follower preload on the flexion-extension response of the human lumbar spine". J Orthop Res 21:540-546, 2003.
Pearcy, M, Portek, I, Shepherd, J, "Three-dimensional x-ray analysis of normal movement in the lumbar spine". Spine 9:294-297, 1984.
Pearsall, DJ, "Segmental inertial properties of the human trunk as determined from computer tomography and magnetic resonance imagery". PhD thesis. Queen's University, Kingston, Ontario, 1994.
Pietrek, M, Sheikhzadeh, A, Nordin, M, Hagins, M, "Biomechanical modeling of intra-abdominal pressure generation should include the transversus abdominis". J Biomechanics, 33:787–790, 2000.
Plamondon, A, Gagnon, M, Maurais, G, "Application of a stereoradiographic method for the study of intervertebral motion", Spine 13:1027-1032, 1988.
Pop, DG, "Analyse non linéaire par éléments finis du système actif passif de la colonne vertébrale humaine". M.Sc.A. Dissertation. Génie mécanique, École Polytechnique, Montréal, Québec, 2001.
Potvin, JR, McGill, SM, Norman, RW, "Trunk muscle and lumbar ligament contributions to dynamic lifts with varying degrees of trunk flexion", Spine 16:1099-1107, 1991.
Potvin, JR, O'Brien, PR, "Trunk muscle co-contraction increases during fatiguing, isometric, lateral bend exertions. Possible implications for spine stability". Spine 23:774-780, 1998.
Praemer, A, Furner, S, Rice, DP, "Musculoskeletal conditions in the United states", American Academy of Orthopaedic surgeons, 1992.
Raikova, RT, Prilutsky, BI, "Sensitivity of predicted muscle forces to parameters of the optimization-based human leg model revealed by analytical and numerical analyses". J Biomechanics, 34:1243-1255, 2002.
Rassier, DE, Herzog, W, Wakeling, J, Syme, DA, "Stretch-induced, steady-state force enhancement in single skeletal muscle fibers exceeds the isometric force at optimum fiber length". J Biomech 36:1309-1316, 2003.
Rassier, DE, MacIntosh, BR, Herzog, W, "Length dependence of active force production in skeletal muscle". J Applied Physiology 86:1445-57, 1999.
Schultz, AB, "Models for analyses of lumbar spine loads", Appl Mech Rev 43: 119-125, 1990.
Schultz, AB, Andersson, GBJ, Ortengren, R, Bjork, R, Nordin, M, "Analysis and quantitative myoelectric measurements of loads on the lumbar spine when holding weights in standing postures", Spine 7:390-397, 1982.
Sahdmehr, R, Arbib, MA, "A mathematical analysis of the force-stiffness characteristics of muscles in control of a single joint system", Biol Cybern, 66:463-477, 1992.
Shirazi-Adl, A, Parnianpour, M, "Effect of changes in lordosis on mechanics of the lumbar spine -Lumbar curvature in lifting," J Spinal Disorders, 12:436-447, 1999.
Shirazi-Adl, A, Parnianpour, M, "Role of posture in mechanics of the lumbar spine in compression", J Spinal Disorders, 9:277-286, 1996.
Shirazi-Adl, A, Parnianpour, M, "Nonlinear response analysis of the human ligamentous lumbar spine in compression -On mechanisms affecting the postural stability", Spine, 18:147-158, 1993.
Shirazi-Adl, A, "Analysis of role of bone compliance in mechanics of a lumbar motion segment", ASME Transactions, J Biomechanical Engineering, 116:408-412, 1994.
Shirazi-Adl, A, Ahmed, AM, Shrivastava, SC, "Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression", Spine 11: 914-927,1986a.
Shirazi-Adl, A, Ahmed, AM, Shrivastava, SC, "A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments", J Biomechanics 19:331-350, 1986b.
Shirazi-Adl , A, Parnianpour, M, "Analysis of the human lumbar spine in lifting -Role of lordosis", Transactions, ORS, San Francisco, p.380, 1999.
Shirazi-Adl, A, Parnianpour, M, "Load-bearing and stress analysis of the human spine under a novel wrapping compression loading". Clin Biomech 15:718-725, 2000.
Shirazi-Adl, A, El-Rich, M, Pop, DG, Parnianpour, M, "Spinal Muscle forces, internal loads and stability in standing under various postures and loads: applications of kinematics-based algorithm". European Spine J, sous presse, 2004.
Shirazi-Adl, A, Sadouk, S, Parnianpour, M, Pop, D, El-Rich, M, "Muscle force evaluation and the role of posture in human lumbar spine under compression". European Spine J 11:519-526, 2002.
Shirazi-Adl, A, "Analysis of large compressive loads on lumbar spine in flexion and in torsion usibng a novel wrapping element". J. Biomechanics, soumis, 2004.
Shirazi-Adl, A, Drouin, G, "Nonlinear gross response analysis of a lumbar motion segment in combined sagittal loadings". J Biomech Eng 110:216-222, 1998.

Sparto, PJ, Parnianpour, M, Marras, WS, Granata, KP, Reinsel, TE, Simon, S, "The effect of EMG-force relationship and method of gain estimations on the predictions of an EMG-driven model of spinal loading", Spine, 23:423-429, 1998.

Sparto, PJ, Parnianpour, M, "Estimation of trunk muscle forces and spinal loads during fatiguing repetitive trunk exertions", Spine 23:63-73, 1998.

Spengler, DM, Bigos, SJ, Martin, NA et al., "Back injuries in industry a retrospective study: I-Overview and cost analysis", Spine 11 :241-245, 1986.

Spitzer, WO, "Rapport du groupe de travail quebecois sur les aspects cliniques des affections vertebrales chez les travailleurs", Mandated by the Institut de Recherche en Sante et en Securite du travail du Quebec, 1986.

Stokes, IA, Gardner-Morse, M, "Lumbar spine maximum efforts and muscle recruitment patterns predicted by a model with multijoint muscles and joints with stiffiless", J Biomech 28:173-186, 1995.

Stokes, IA, Gardner-Morse, M, "Quantitative anatomy of the lumbar musculature", J Biomechanics 32:311-316, 1999.

Stokes, IA, Gardner-Morse, M, "Lumbar spinal muscle activation synergies predicted by multi-criteria cost function", J Biomechanics, 34:733-740, 2001.

Stokes, IA, Gardner-Morse, M, "Spinal stiffness increases with axial load: another stabilizing consequence of muscle action", J Electromyography & Kinesiology 13:397-402, 2003.

Stokes, IA, Henry, SM, Single, RM, "Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles", Clin Biomech 18:9-13, 2003.

Takashima, ST, Singh, SP, Haderspeck, KA, Shultz, AB, "A model for semi-quantitative studies of muscle actions", J Biomechanics, 12:929-939, 1979.

Tan, J, Parnianpour, M, Nordin, M, Willems, B, Hofer, H, "Isometric maximal and submaxirnal trunk extension at different flexed positions in standing -Triaxial torque output and EMG", Spine, 18:2480-2490, 1993.

Tevit, P, Daggefldt, K, Hetland, S, Thorstensson, A, "Erector spinae lever arm length variations with changes in spinal curvature", Spine 19:199-204, 1994.

Troup, J, Martin, J, Lloyd, D, "Back pain in industry: A prospective survey", Spine 6:61-69, 1981.

Vakos, JP, Nitz, AJ, Threlkeld, AJ, Shapiro, R, Horn, T, "Electromyographic activity of selected trunk and hip muscles during a squat lift", pine, 19:687-695, 1994.

Van Dieen, JH, "Are recruitment patters of the trunk musculature compatible with a synergy based on the maximization of endurance", J Biomechanics, 30: 1095-1100, 1997.

Van Dieen, JH, Hoozemans, MJM, Toussaint, HM, "Stoop or squat: A review of biomechanical studies in lifting technique", Clin Biomech 14:685-696, 1999.

Waters, TR, Putz-Anderson, V, Garg, A, Fine, LJ, "Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks", Ergonomics 36:749-776,1993.

Webster, B, Snook, S, "The cost of 1989 workers compensation low back pain claims", Spine 19: 1111-1116, 1994.

Wilke, HJ, Neef, P, Caimi, M, Hoogland, T, Claes, LE, "New in vitro measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life", Spine 25:755-762,1999.

Wilke, HJ, Neef, P, Hinz, B, Seidel, H, Claes, L, "Intradiscal pressure together with anthropometric data –A data set for the validation of models", Clinical Biomech 6:S111-S126, 2001.

Wilke, HJ, Rohlmann, A, Neller, S, Graichen, F, Claes, L, Bergmann, G, "A novel approach to determine trunk muscle forces during flexion and extension: a comparison of data from an in vitro experiment and in vivo measurements", Spine 28:2585-2593, 2003.

Woittiez, RD, Huijing, PA, Boom, HB, Rozendal, RH, "A three-dimensional muscle model: a quantified relation between form and function of skeletal muscles", J Morphology 182:95-113, 1984.

Yamamoto, I, Panjabi, MM, Crisco, T, Oxland, T, "Three-dimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint", Spine 14:1256-1260, 1989.

Zhang, X, Xiong, J, "Model guided derivation of lumbar vertebral kinematics in vivo reveals the difference between external marker-defined and internal segmental rotations", J Biomechanics, 36:9-17, 2003.

PERSONNEL DE RECHERCHE

Le travail a été effectué avec les personnels suivants;

(1) Shirazi-Adl, Ph.D., Chercheur principal, Professeur titulaire, Génie mécanique, École Polytechnique, Montréal, Québec

(2) M. Parnianpour, Chercheur, Professeur agrégé, IWSE Department, The Ohio State University, Columbus, Ohio (présentement à l'université de technologie de Sharif à Téhéran, Iran)

(3) A. Mitnitski, Associé de recherche, Génie mécanique, École Polytechnique (responsable des mesures *in vivo*. Il a quitté en avril 2002 pour occuper un poste à l'université de Dalhousie à Halifax).

(4) D. Pop, Étudiante de M.Sc.A., Génie mécanique, École Polytechnique (Elle a terminé sa maîtrise en déc. 2001; Titre de mémoire : Analyse non linéaire par éléments finis du système actif passif de la colonne vertébrale humaine, École Polytechnique, 2001).

(5) M. El-Rich, Étudiant de Ph.D., Génie mécanique, École Polytechnique (Il prévoit términer son Ph.D. à la fin de 2004 et il travaille sur le projet de modélisation en position debout droite).

(6) N. Arjmand, Étudiant de Ph.D., Génie mécanique, École Polytechnique (Il a commencé ses études de Ph.D. en jan. 2002 et il travaille sur le projet de modélisation en position de flexion).

(7) B. Bazregari, Étudiant de Ph.D., Génie mécanique, École Polytechnique (Il a commencé ses études de Ph.D. en sept. 2003 et il travaille sur la modélisation des tâches dynamiques).

(8) M. Trottier, Étudiante de M.Sc.A., Génie biomedical, École Polytechnique (co-directeur: Prof. P. Mathieu, elle a commencé en sept. 2003 et elle travaille sur les mesures *in vivo* et analyses des données).

PUBLICATIONS

(a) Articles

Shirazi-Adl, A, "Analysis of large compressive loads on lumbar spine in flexion and in torsion usibng a novel wrapping element". J. Biomechanics, soumis, 2004.

Arjmand, N, Shirazi-Adl, A, "Model and in vivo studies on human trunk load partitioning and stability in isometric forward flexions, " J Biomechanics, soumis, 2004.

El-Rich, M, Shirazi-Adl, A, Arjmand, N, "Muscle activity, internal loads and stability of the human spine in standing postures: Combined model-in vivo studies," Spine, sous presse, 2004.

Shirazi-Adl, A, El-Rich, M, Pop, DG, Parnianpour, M, "Spinal muscle forces, internal loads and stability in standing under various postures and loads –Application of kinematics-based algorithm", European Spine J, sous presse, 2004.

Shirazi-Adl, A, Sadouk, S, Parnianpour, M, Pop, D, El-Rich, M, "Muscle force evaluation and role of posture in human lumbar spine under compression," European Spine J, 11:519-526, 2002.

Arjmand, N, Shirazi-Adl, A, Parnianpour, M, "A finite element model study on the role of trunk muscles in generating intra-abdominal pressure," Biomedical Engineering, Applications, Basis and Communications, 13:181-189, 2001.

Shirazi-Adl, A, Parnianpour, M, "Load-bearing and stress analysis of the human spine under a novel wrapping compression loading", Clinical Biomechanics, 15:718-725, 2000.

(b) Articles de conférences

Shirazi-Adl, A, El-Rich, M, Parnianpour, M, "Evaluation of trunk muscle forces and internal loads using Kinematics-based modeling", Proceedings of the IASTED International Conference in Biomedical Engineering, Ed. MH Hamza, pp. 114-119, Salzburg, 2003.

Shirazi-Adl, A, Arjmand, N, Parnianpour, M, "A finite element study on the role of trunk muscles in generating intra-abominal pressure", Proceedings of the 10th International Mechanical Engineering Conference, ISME2002, pp. 611-618, Téhéran, 2002.

Shirazi-Adl, A, Parnianpour, M, "Computational biomechanics of human spine under wrapping compression loading", Mechanics in Biology, Eds. J. Casey and G. Bao, AMD-Vol. 242, pp. 65-76, Orlando, 2000.

Shirazi-Adl, A, Parnianpour, M, "Response of the human spine under follower wrapping compression loads", Proceedings of 4th International Conference of ISME2000, pp. 617-623, Tehran, 2000.

Shirazi-Adl, A, Sadouk, S, Parnianpour, M, "On passive-active synergy in lumbar spine under axial compression", Proceedings of 4th International Conference of ISME2000, pp. 611-616, Tehran, 2000.

(c) Résumés de conférences

Shirazi-Adl, A, "Stiffening role of compression on lumbar spine response in flexion/axial rotations –Application of a novel wrapping element," Abstracts, 5th Combined Meeting of the Orthopaedic Research Societies, sous presse, Banff, Alberta, 2004.

El-Rich, M, Shirazi-Adl, A, Arjmand, N, "On load portioning and stability of human spine in upright postures –Combined model-in vivo investigations," Abstracts, 5th Combined Meeting of the Orthopaedic Research Societies, sous presse, Banff, Alberta, 2004.

Arjmand, N, Shirazi-Adl, A, "Load-bearing and stability analysis of the spine in isometric forward flexion postures –Significance of the ligamentous stiffness," Abstracts, 5th Combined Meeting of the Orthopaedic Research Societies, sous presse, Banff, Alberta, 2004.

Shirazi-Adl, A, El-Rich, M, Arjmand, N, "Effect of muscle activity and co-activity on spinal stability margin in standing postures", Abstracts, ISSLS, # 181, Porto, Portugal, 2004.

Arjmand, N, Shirazi-Adl, A, "Prediction of trunk muscle forces and internal loads during forward flexion activities," Proceedings, XXII Int Symposium of Biomechanics in Sports, pp 257-260, Ottawa, 2004.

El-Rich, M, Shirazi-Adl, A, "On the stability analysis of the human spine," Proceedings of IMECE2003, IMECE2003-43246, pp 1-2, Washington DC, 2003.

El-Rich, M, Shirazi-Adl, A, "Evaluation of trunk muscle forces, internal loads and stability margin in standing postures," Abstracts, The IXth Annual Canadian Connective Tissue Conference, # FS-2, Montreal, 2003.

Shirazi-Adl, A, El-Rich, M, Parnianpour, M, "Role of load, posture and coactivity on muscle forces and stability in human spine", Abstracts, ISSLS, No 171, Vancouver, 2003.

Shirazi-Adl, A, Mitnitski, A, Arjmand, N, Parnianpour, M, "Effect of load magnitude and location on trunk muscle EMG and kinematics in standing postures", Abstracts, ISSLS, No 170, Vancouver, 2003.

Shirazi-Adl, A, El-Rich, M, Pop, D, Parnianpour, M, "Computation of trunk muscle forces and internal spinal loads at standing postures", Proceedings of IMECE2002, IMECE2002-32610, pp 1-2, New Orleans, 2002.

Shirazi-Adl, A, Pop, D, El-Rich, M, Parnianpour, M, "Determination of spinal muscle forces and internal loads using a novel approach", Abstracts, ISSLS, No. 223, Cleveland, 2002.

Shirazi-Adl, A, El-Rich, M, Pop, D, Parnianpour, M, "Evaluation of muscle forces in a synergistic lumbar spine using kinematics-based approach and optimization", Advances in Bioengineering, IMECE2001/BED-23034, New York, pp 1-2, 2001.

Shirazi-Adl, A, Parnianpour, M, Sadouk, S, "On evaluation of muscle forces and spinal passive-active synergy in compression", Conference Proceedings, 24th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, **ASB Journal of Biomechanics Award**, pp 115-116, Chicago, 2000.

(d) Présentation invitée

Shirazi-Adl, A, "A novel model to solve the redundant human spine," Plenary Session, 6th Int Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Madrid, 2004.